

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MONITOR DA TRANSMISSÃO NEUROMUSCULAR PARA ANESTESIOLOGIA

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA À UNIVERSIDADE FEDERAL
DE SANTA CATARINA
PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA

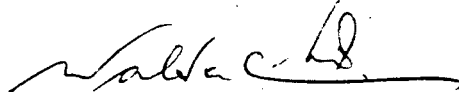
LÚCIA HELENA MARTINS PACHECO

FLORIANÓPOLIS, DEZEMBRO DE 1987


MONITOR DA TRANSMISSÃO NEUROMUSCULAR PARA ANESTESIOLOGIA

Lúcia Helena Martins Pacheco

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE
EM ENGENHARIA - ESPECIALIDADE EM ENGENHARIA ELÉTRICA - E APROVADA
EM SUA FORMA FINAL PELO CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO.



Prof. Walter Celso de Lima, D.Sc, L.D.
Orientador



Prof. Carlos Inácio Zanchin, M.Sc.
Co-orientador

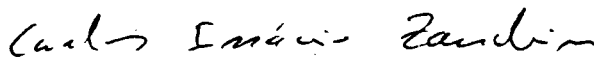


Prof. Márcio Cherem Schneider, Dr.
Coordenador do Curso de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

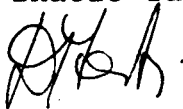
APRESENTADA PERANTE À BANCA EXAMINADORA COMPOSTA DOS PROFESSORES:



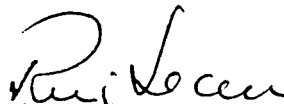
Walter Celso de Lima, D.Sc, L.D.



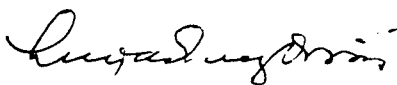
Carlos Inácio Zanchin, M.Sc.



Danilo Freire Duarte, Dr., L.D.



Rui Seára, Dr. Ing.



Luiz de Queiroz Orsini, Dr., L.D.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Danilo Freire Duarte, pelo incentivo e apoio;

Ao Prof. Carlos Inácio Zanchin e ao Prof. Dr. Walter Celso de Lima, pela orientação recebida;

Ao Prof. Romeu Trauer, pelos esclarecimentos técnicos prestados na área de mecânica;

Ao Prof. Massanao Ohira, pelos esclarecimentos técnicos na área de estatística;

Ao Prof. Rui Seara, pela paciência e apoio recebidos;

Ao Prof. Renato Lucas Pacheco, meu esposo, pelo apoio e colaboração prestados em todas as horas.

Ao pessoal técnico dos Laboratórios de Medidas Elétricas, LINSE, LAMEP e GPEB.

SUMÁRIO

RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	2
SIMBOLOGIA.....	3
CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	5
CAPÍTULO II - A TRANSMISSÃO E O BLOQUEIO NEUROMUSCULAR	
2.1. Introdução.....	8
2.2. Anatomia e Fisiologia da Junção Neuromuscular.....	8
2.3. A Monitoração do Bloqueio Neuromuscular.....	9
2.3.1. Introdução.....	12
2.3.2. A Monitoração Através da Estimulação Elétrica.....	12
2.3.3. Característica da Monitoração por Estimulação.....	13
2.3.4. Considerações Finais.....	17
CAPÍTULO III - ESPECIFICAÇÕES E CARACTERÍSTICAS GERAIS DO EQUIPAMENTO A SER DESENVOLVIDO	
3.1. Introdução.....	19
3.2. Diagrama em Blocos.....	19
3.3. Especificações Disponíveis para o Equipamento.....	20
3.4. Especificações do Estimulador.....	21
3.5. Especificações do Sistema de Medição.....	22
3.6. Características Gerais do Equipamento.....	23
3.7. Características Construtivas Gerais.....	24
3.7.1. O Estimulador.....	24
3.7.2. Sistema de Medição.....	25

CAPÍTULO IV - PROJETO ELETRÔNICO DO EQUIPAMENTO

4.1. Introdução.....	31
4.2. O Estimulador.....	32
4.2.1. O Gerador de Pulsos.....	33
4.2.2. Amplificador de Potência.....	34
4.3. O Sistema de Medição.....	37
4.3.1. Unidade de Tratamento de Sinal (UTS).....	37
4.4. Medição e Dispositivos de Leitura.....	41
4.4.1. Descrição da Operação.....	43
4.4.2. Amostradores.....	44
4.4.3. Temporizadores de Sincronismo.....	45
4.4.4. Os Mostradores.....	48
4.5. Circuitos Auxiliares.....	50
4.5.1. O Circuito Detector de Zero.....	51
4.5.2. O Circuito de Calibração.....	52

CAPÍTULO V - RESULTADOS E CONCLUSÕES

5.1. Introdução.....	54
5.2. Teste com o Estimulador.....	55
5.3. Testes com os Mostradores de Saída.....	58
5.4. Ensaio de Histerese do Estimulador.....	62
5.5. Testes Realizados em Sala de Cirurgia.....	67
5.6. Conclusões e Sugestões para Futuros Trabalhos.....	99
5.6.1. Conclusões.....	99
5.6.2. Sugestões para Futuros Trabalhos.....	101

APÊNDICE I - PROJETO DO EQUIPAMENTO.....	103
------------------------------------------	-----

APÊNDICE II - EQUAÇÃO DA RETA DOS MÍNIMOS QUADRADOS E EQUAÇÕES DO COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO.....	135
-----------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

APÊNDICE III - AJUSTE DO CMRR DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO ..	136
APÊNDICE IV - MODO DE OPERAÇÃO DO MONITOR DA TRANSMISSÃO NEUROMUSCULAR	138
APÊNDICE V - FONTE DE ALIMENTAÇÃO.....	140
APÊNDICE VI - CÁLCULO DA RESISTÊNCIA EQUIVALENTE MÍNIMA DA PONTE DE EXTENSÔMETROS.....	141
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	143

RESUMO

O Monitor da Transmissão Neuromuscular para Anestesiologia é constituído basicamente de dois blocos: um estimulador de nervo periférico e um medidor de contrações musculares provocadas pelo primeiro. O medidor de contrações musculares é composto por um transdutor de tensão mecânica feito com uma ponte completa de extensômetros colados em uma lâmina metálica flexível. Com a contração dos dedos, provocada pela estimulação do nervo ulnar na altura do punho, a lâmina é flexionada e se mede a tensão mecânica resultante. Esta tensão é proporcional ao grau de relaxamento muscular do paciente, que é o dado de interesse. O estimulador apresenta três tipos de estimulação: a tetânica, a isolada e a seqüência de quatro, selecionada de acordo o método utilizado pelo anestesista.

O equipamento, associado a um sistema de registros gráficos, foi testado no Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina. A partir dos dados obtidos, foram utilizados métodos estatísticos para verificação do desempenho do equipamento.

ABSTRACT

The neuromuscular transmission monitor to be used in Anesthesiology is composed of two blocks: a peripheral nerve stimulator and a muscular contraction measuring system. The latter is composed of a strain-gauge full bridge glued on a flexible metal blade. By the finger contraction caused by the ulnar nerve electrical stimulation, the mechanical strain of the blade is measured. This strain is directly proportional to the muscle relaxation. Three types of stimulations are provided: tetanic, twitch and train-of-four, selected by the anesthesiologist according to the method utilized.

The equipment, associated to a graphic recording system, was tested in the Hospital Universitário of the Universidade Federal de Santa Catarina. The equipment performance was analyzed by statistics methods based on obtained data.

SIMBOLOGIA E ABREVIACÕES

ACh	- acetilcolina.
Acm	- ganho de modo comum do amplificador de instrumentação.
Ad	- ganho de modo diferencial do amplificador de instrumentação.
b	- largura da lâmina do transdutor [mm].
BNM	- drogas bloqueadoras neuromusculares.
CMRR	- razão de rejeição de modo comum do amplificador de instrumentação.
E	- mulo de elasticidade [N/mm^2]
EI	- estímulo isolado.
ET	- estímulo tetânico.
F	- força aplicada [N].
FPT	- facilitação ps-tetânica.
h	- espessura (altura) da lâmina do transdutor [mm].
I	- momento de inércia [mm^4].
Ib	- corrente de polarização do amplificador operacional (amostrador).
Ic	- corrente de fuga própria do capacitor (amostrador).
Id	- corrente de fuga do diodo (amostrador).
Iperdas	- corrente total de perdas do capacitor do amostrador.
L	- comprimento da lâmina do transdutor [mm].
M	- momento fletor [N.mm].
Rd	- resistência equivalente de perdas do capacitor (amostrador) [ohms].
Vdb	- tensão de desequilíbrio da ponte de Wheatstone [V].
Vic	- tensão de modo comum do amplificador de instrumentação [V].
Vio	- tensão de "offset" [V].

- V_r - tensão de referência dos mostradores [V].
- V_{ref} - tensão de referência interna do equipamento [V].
- α - indica posição do cursor central do potenciômetro em paralelo com a ponte de extensômetros em relação a uma de suas extremidades (0 a 1).
- δ - deflexão da lâmina do transdutor [mm].
- ϵ - deformação do extensômetro.
- ξ - razão de amortecimento de um sistema de segunda ordem.
- τ - constante de tempo (RC).
- ω_n - frequência natural de um sistema de segunda ordem.

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

As drogas bloqueadoras neuromusculares (BNM), também chamadas de relaxantes musculares, são constantemente usadas em clínica anestesiológica para facilitarem a intubação traqueal, ou para promoverem relaxamento muscular durante intervenções cirúrgicas. Na grande maioria das vezes, são administradas "doses médias" de cada BNM, não se levando em conta a grande variação individual na resposta, eventuais interações e situações patológicas que contribuem para modificar o efeito dessas substâncias [1]. Essas drogas comprometem ainda a função respiratória, tornando necessária uma avaliação desse bloqueio pelo menos ao término do ato anestésico.

Uma monitorização do grau de bloqueio neuromuscular é de grande importância, pois permite ao anestesiológista uma dosificação mais correta dos BNM e das drogas que revertem esse bloqueio, de acordo com as características individuais de cada paciente.

Quando agentes BNM, de curta ação são administrados por infusão ou em doses freqüentes incrementais, a rotina de monitorização do grau de bloqueio neuromuscular torna-se quase essencial [2].

Parece indubitável que uma simples avaliação clínica do bloqueio neuromuscular, usando fatores tais como a presença de movimentos espontâneos ou esforço respiratório ou ainda a habilidade de responder a um comando em pacientes anestesiados, é inadequada [2].

O único método satisfatório de monitorização da função neuromuscular é a estimulação elétrica de um nervo motor periférico e a

observação ou medição da resposta do músculo esquelético excitado por esse nervo [3].

Nas décadas de 60 e 70 surgem alguns estimuladores simples [4] [5]. São feitas tentativas de monitorização do bloqueio, utilizando sistemas de medição de pressão, onde a resposta do paciente após uma estimulação elétrica é observada a força exercida em uma pera de borracha, colocada na mão do paciente [6] [7]. Também foram usados transdutores de força combinados com registradores [8] e eletromiografia [9] [10].

Na década de 80 surgem muitos equipamentos específicos para monitorização. Os métodos para medição são os mais diversos: medição da corrente de saída do estimulador [11], transdutor de pressão [12], eletromiografia [13] e transdutor de força associado a um sistema de medição usando um microprocessador [14].

Atualmente a Datex (empresa finlandesa) oferece no mercado internacional um monitor da transmissão neuromuscular utilizando microprocessador incorporando um sistema de registro [15].

Com o intuito de se obter um equipamento que tornasse a anestesia realizada nos hospitais brasileiros mais segura e possibilitasse pesquisas nessa área, desenvolveu-se o monitor da transmissão neuromuscular, projetado com componentes de baixo custo, facilmente encontrados no mercado brasileiro.

O monitor consiste de um estimulador de nervos periféricos associado a um sistema de medição da resposta muscular.

O aparelho permite estimulação tetânica (frequências de 30, 50 e 100 Hz), estimulação isolada (0,1 e 0,2 Hz) e sequência de quatro (SQ) ("train-of-four").

No Capítulo II deste trabalho são apresentados aspectos

médico-fisiológicos básicos sobre a transmissão e o bloqueio neuromuscular necessários para o projeto e as especificações do aparelho. No Capítulo III são apresentados os circuitos utilizados, juntamente com a modelagem matemática dos sistemas elétricos e mecânicos utilizados. O dimensionamento é mostrado no Capítulo IV. Finalmente, no Capítulo V, estão os resultados e as conclusões sobre o desempenho do equipamento, após os testes realizados com um protótipo em cirurgias realizadas no Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina. É feita uma análise exploratória dos resultados obtidos, confrontando-os com os resultados fornecidos por um instrumento padrão. Sugere-se ainda alguns aperfeiçoamentos no equipamento desenvolvido e idéias para futuros trabalhos.

CAPÍTULO II

A TRANSMISSÃO E O BLOQUEIO NEUROMUSCULAR

2.1 - Introdução

Para um melhor entendimento de como uma fibra nervosa é estimulada por um impulso elétrico e de como esse estímulo se propaga através da junção neuromuscular, promovendo a contração do músculo, torna-se necessário um pequeno estudo desse processo fisiológico, bem como de alguns aspectos ligados a anestesiologia.

Serão apresentados neste capítulo os aspectos relativos a anatomia e fisiologia da junção neuromuscular, ao bloqueio neuromuscular e a monitorização do mesmo.

2.2 - Anatomia e Fisiologia da Junção Neuromuscular

A Figura 2.1 esquematiza a junção neuromuscular englobando: a área pré-juncional (pré-sináptica, membrana terminal ou membrana nervosa); a fenda sináptica (espaço entre a membrana pré e pós-sináptica); e a área pós-juncional (membrana pós-sináptica ou placa motora) [16].

O potencial de ação (ou impulso nervoso), que é a súbita passagem do potencial de membrana (diferença de potencial de repouso de cerca de -85 mV) a polaridade positiva e seu retorno ao estado negativo de repouso [17], se propaga ao longo do neurônio motor até sua porção terminal. Essa diferença de potencial, chegando a porção terminal da fibra nervosa, provoca a ruptura das vesículas que contém acetilcolina (ACh.), o neurotransmissor,

por um mecanismo ainda não totalmente esclarecido. As moléculas de ACh. difundem-se através da fenda sináptica, indo até o receptor colinérgico na placa motora. Ocorre então uma variação no potencial dessa membrana devido às trocas de sódio e potássio, gerando o que se denomina "potencial de placa". Esse ao ser ultrapassado transforma-se em potencial de ação que alcança +10 a +20 mV. O potencial de ação propaga-se para o músculo desencadeando o processo de contração [18].

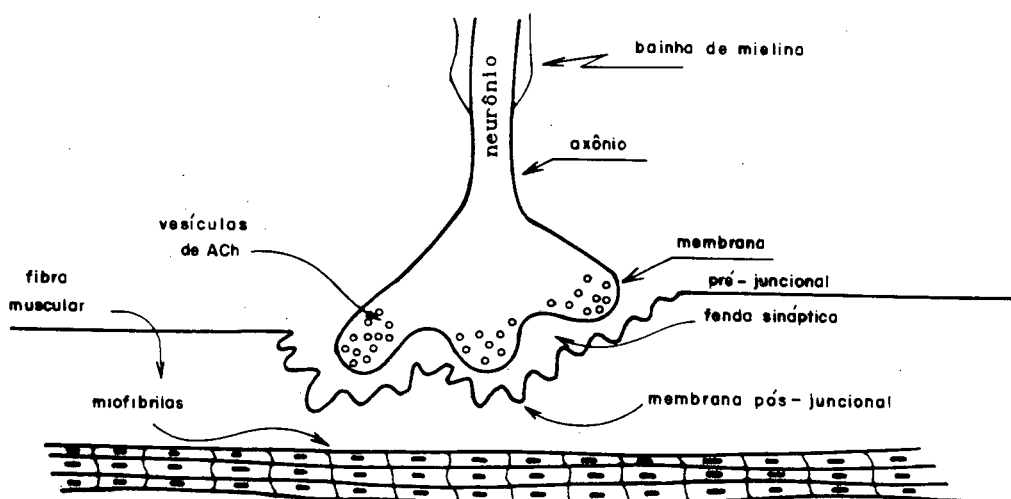


Figura 2.1 - Diagrama esquemático da junção neuromuscular
(simplificado de [3]).

2.3 - O Bloqueio Neuromuscular

Sendo a ACh. o mediador químico responsável pela atividade muscular, os bloqueios conseguidos por drogas são feitos por uma ação direta

ou indireta sobre estruturas a ela relacionadas, impedindo assim a transmissão.

As drogas bloqueadoras neuromusculares (BNM) são usadas com muita frequência em clínica anestesiológica, para facilitar a intubação traqueal, ou para promover relaxamento muscular durante intervenções cirúrgicas [1]. Os BNM, ou relaxantes musculares, são também usados quando a paralisia muscular é necessária para o controle da respiração, em pacientes com ventilação mecânica [14]. Diz-se que um paciente sob a ação de um BNM está curarizado, relacionando-se esse efeito ao do curare, veneno vegetal utilizado pelos indígenas para paralisar suas vítimas. Desse produto natural foi extraído o primeiro BNM, que foi denominado d-Tubocurarina. São exemplos de BNM sintéticos a Succinilcolina, a Galamina e o Brometo de Pancurônio.

Antes de se passar aos tipos de bloqueios neuromusculares conhecidos, deve-se entender o que seja estímulo tetânico e facilitação pós-tetânica.

Estímulo tetânico (ET) é aquele estímulo cuja frequência situa-se entre 25 e 200 Hz. Cabe esclarecer que todos os estímulos aqui considerados consistem de pulsos retangulares de duração fixa (item 2.3.3). Já a facilitação pós-tetânica (FPT) é o aumento da resposta contrátil do músculo em relação à observada antes do ET. A FPT pode ser observada quando, antes e depois do ET, são aplicados estímulos isolados (EI), que são estímulos de baixa frequência (0,1 a 0,2 Hz). Esse último fenômeno (FPT) torna-se evidente de 5 a 10 segundos após o ET [1] [9].

O bloqueio neuromuscular pode ser de três tipos, e suas características quando utilizada estimulação indireta (elétrica) são [1] [3]:

a) Bloqueio despolarizante: a resposta ao ET é mantida durante a estimulação e observa-se a ausência da FPT;

b) Bloqueio adespolarizante: a resposta ao ET não é mantida e se observa a presença da FPT;

c) Bloqueio duplo: é um bloqueio mais complexo, apresentando cinco estágios diferentes, sendo o primeiro com características de bloqueio despolarizante, e o último com características adespolarizantes.

A Figura 2.2 mostra um diagrama representativo da resposta muscular a um bloqueio adespolarizante e um despolarizante.

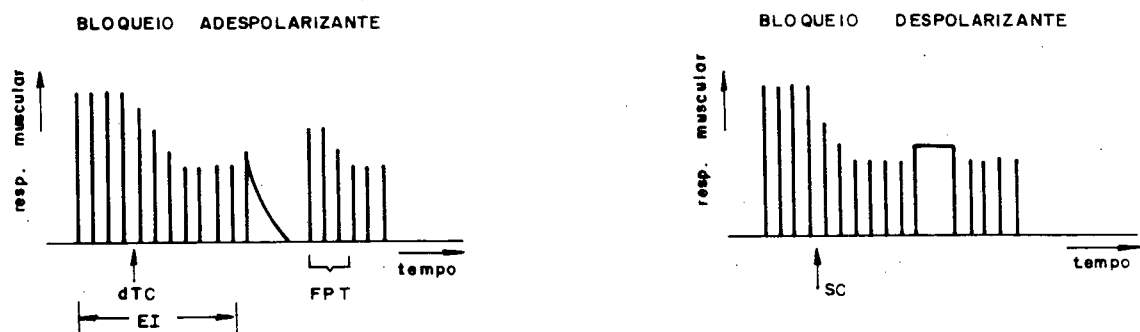


Figura 2.2 - Diagrama esquemático da resposta muscular a d-tubocurararina (dTC) e a succinilcolina (SC) [1]

Tanto o fenômeno de fadiga, traduzido pela incapacidade do músculo de manter-se contraído durante o ET, quanto a FPT, são explicados por alterações que ocorrem na síntese e liberação da ACh. e pelas modificações que se processam nos depósitos intra-axônicos desse neurotransmissor. Durante um ET há uma liberação rápida de ACh. dos depósitos de disponibilidade imediata, de tal forma que, ao cabo de uma curta fração de tempo, num

indivíduo sob a ação de um BNM adespolarizante, essa liberação se torna insuficiente para despolarizar todas as fibras musculares. Resulta, conseqüentemente, a fadiga. Como mecanismo compensador, no neurônio, acelera-se a síntese de ACh.. Gera-se, desse modo, a possibilidade, maior que a habitual, da liberação do neurotransmissor, disponível apenas no período que se segue imediatamente ao tétano, justificando a FPT [1] [3] [10].

2.3 - A Monitorização do Bloqueio Neuromuscular

2.3.1 - Introdução

Como o bloqueio neuromuscular compromete a função respiratória pode ser necessário, pelo menos ao término do ato anestésico, avaliar a intensidade desse bloqueio, o que pode ser feito através de métodos instrumentais ou não instrumentais. Os métodos não instrumentais dependem de que seja observado pelo anestesista, por exemplo, a capacidade do paciente manter os olhos abertos, exteriorizar a língua, apertar a mão de um observador e manter a cabeça erguida. Para esses tipos de testes é indispensável que o paciente esteja consciente. Já os métodos instrumentais compreendem: testes respiratórios e estimulação elétrica de um nervo motor [1].

2.3.2 - A Monitorização Através de Estimulação Elétrica

É considerada a maneira mais precisa para monitorar a função neuromuscular, e consiste na estimulação elétrica de um nervo motor periférico e a observação ou medida da contração muscular conseqüente. Esse tipo de estimulação além de quantificar a intensidade do bloqueio neuromuscular, permite identificar o tipo de bloqueio [3].

Em clínica anestesiológica, usualmente é feita a estimulação do

nervo ulnar na altura do pulso ou cotovelo, e verificada a força de contração do músculo "adductor pollicis" (adutor do polegar).

Os estimuladores devem possuir um controle da amplitude da tensão elétrica, que permita aumentar gradualmente a tensão de zero volt até um valor em que seja percebida a primeira evidência de contração muscular. Na prática médica, esse valor, definido como limiar, é multiplicado por dois para dar prosseguimento à monitorização [8]. Outra possibilidade consiste em identificar a intensidade que promove a resposta máxima e acrescentar esse valor de 10 a 15 % [3]. Nos dois casos são obtidos os chamados estímulos supramáximos, que visam garantir que todas as fibras musculares sejam estimuladas.

Estímulos de baixa frequência, entre 0,1 e 0,2 Hz (EI) são úteis para determinar a duração do efeito de um BNM e para realizar estudos comparativos entre substâncias deste grupo farmacológico. Contudo não se prestam a detetar curarização residual, já que até 75% dos receptores pós-sinápticos podem estar ocluídos pelo BNM sem que haja diminuição perceptível da contração muscular [21]. Outra necessidade fundamental, quando se empregam estímulos de baixa frequência, é o "controle", definido como a intensidade da resposta muscular do paciente ao estímulo isolado antes da aplicação do BNM. Devido a isso, a utilidade desse tipo de estimulação é limitada aos casos em que a monitorização seja usada desde o início da anestesia [3]. A resposta ao EI é tomada como uma relação percentual do "controle".

2.3.3 - Características da Monitorização por Estimulação Elétrica

Quando se aplica um ET observa-se que, para uma determinada frequência, a incapacidade do músculo manter um nível de contração que

depende do grau de bloqueio e que, para um mesmo grau de bloqueio, a incapacidade do músculo manter esse nível é tanto maior quanto mais alta for a frequência utilizada. São mais aconselháveis as frequências entre 30 e 50 Hz, mantendo-se a estimulação por 5 segundos [1].

A resposta ao ET aliada a presença ou ausência de FPT permite identificar o tipo de bloqueio neuromuscular e detectar curarização residual. Teoricamente se, após a administração de BNM adespolarizante, o paciente mantiver a contração muscular a um ET durante 5 segundos e não apresentar FPT, pode-se admitir que não há curarização residual significativa. Contudo, tem sido posto em dúvida o valor da FPT no diagnóstico da curarização residual dada a constatação de que o fenômeno também pode ocorrer em paciente hígido, isto é, não curarizado [1] [22].

Foi observado que, durante um bloqueio parcial obtido com BNM adespolarizante, a resposta contrátil a estimulação indireta torna-se menor quando é aumentada a frequência do estímulo. Desenvolveu-se, a partir daí, um método de monitorização que consiste na aplicação de quatro estímulos supramáximos, com frequência de 2 Hz, o "train-of-four", aqui traduzido como "seqüência de quatro estímulos - SQ". Observou-se nessa estimulação que, no paciente curarizado, ocorriam decréscimos sucessivos das intensidades das respostas aos três últimos estímulos em relação ao primeiro, embora a resposta ao primeiro estímulo pudesse ter uma intensidade relativa diferente entre seqüências diferentes [23]. A Figura 2.3 mostra a forma de onda característica da SQ.

Na estimulação supramáxima de 2 Hz, a quarta resposta é então comparada com a primeira, e a razão entre as duas é calculada para determinar o nível de bloqueio. Assim, o método dispensa o registro de um "controle", ou seja, uma resposta contrátil anterior à administração do BNM. Entretanto,

deve-se observar que a SQ não apresenta validade se for empregado um bloqueador despolarizante. Quanto à sensibilidade, esse método equivale a um estímulo de 30 Hz durante 5 segundos. A grande vantagem de dispensar o "controle" torna sua utilização bastante interessante [1].

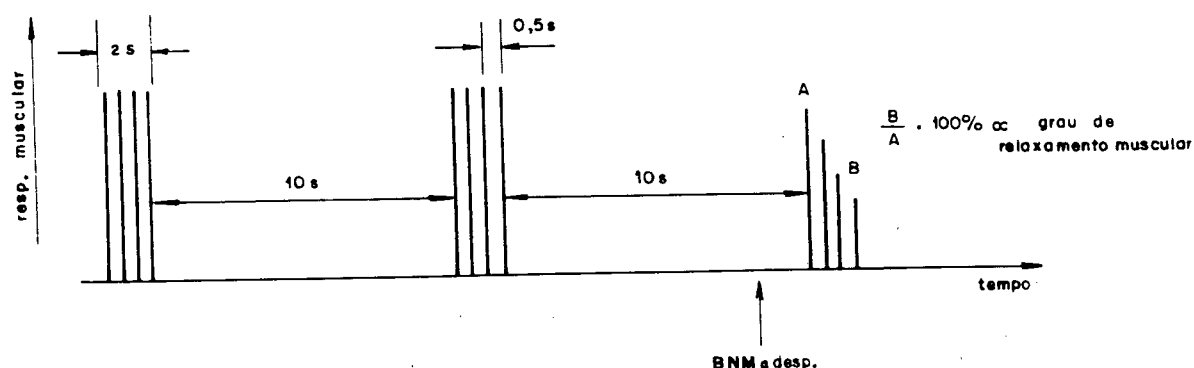


Figura 2.3 - Forma de onda característica da SQ

O Quadro 2.1 mostra uma comparação entre as respostas aos EI e a SQ, com as conseqüentes características do relaxamento cirúrgico e ventilação espontânea. Para uma melhor interpretação do quadro, deve-se observar que capacidade vital deve ser entendida como o volume de ar (pulmonar) eliminado por meio de uma expiração máxima após uma inspiração máxima. Volume corrente é o volume de uma inspiração normal necessária para garantir a troca dos gases ao nível dos alvéolos [24]. A técnica balanceada consiste de procedimentos anestesiológicos mais elaborados, está fora do escopo deste trabalho.

O tipo de eletrodo empregado na estimulação também exerce influência sobre a resposta obtida. Dois tipos de eletrodos podem ser usados: os de superfície, que permitem uma monitorização não invasiva, e os subcutâneos, representados por agulhas [1].

Resposta a Sequência de Quatro	Resposta aos Estímulos Isolados	Relaxamento Cirúrgico	Ventilação Espontânea
<div> <div>A</div> <div>B</div> <div>B/A > 75%</div> </div>	95 - 100% do controle	nenhum	capacidade vital e volume corrente normais
<div> <div>A</div> <div>B/A < 75%</div> <div>B</div> </div>	25 - 90% do controle	regular	capacidade vital reduzida; o volume corrente pode ser normal
<div> <div>A</div> <div>ausência do quarto estímulo</div> </div>	25% do controle	bom com anestésicos inalatórios potentes	volume corrente moderadamente reduzido
<div> <div>A</div> <div>ausência do terceiro estímulo</div> </div>	20% do controle	excelente com anest. inalat. potentes; regular com técnica balanceada	volume corrente grandemente reduzido
<div> <div>A</div> <div>ausência do segundo estímulo</div> </div>	10% do controle	bom com técnica balanceada	apnéia (parada respiratória)
<div> <div>A</div> <div>ausência do primeiro estímulo</div> </div>	0% do controle	paralisia completa	apnéia (parada respiratória)

Quadro 2.1 - Comparação entre as respostas obtidas com a SQ e os EI. Correlação destas respostas com o relaxamento cirúrgico adequado e a ventilação espontânea [14].

A avaliação do bloqueio neuromuscular pode ser influenciada por fatores como a intensidade e duração do estímulo, localização dos eletrodos, conexões e impedâncias dos eletrodos, tipo de eletrodo e variação entre pacientes. Em medidas realizadas em seis dispositivos de estimulação neuromuscular, observou-se que a largura do pulso variava entre 0,1 e 1,5 ms. A tensão variava de 20 a 100 V (sobre uma carga de 1 kohms). As formas de onda incluíam a retangular, a quadrada e ondas de duplo pico. A corrente máxima sobre uma carga de 470 ohms variava de 21,4 a 128 mA [25]. Porém, o mais aceito, é uma forma de onda retangular de largura de pulso não maior do que 0,2 ms [14]. Além disto, outros dados como a amplitude da tensão (a vazio ou sobre uma determinada carga), intensidade de corrente e tempo de subida do estímulo, apresentam na literatura algumas variações, provavelmente devido à diferença dos métodos de medidas adotados e as variações de impedância elétrica da pele (para os eletrodos de superfície) e subcutâneas (para eletrodos subcutâneos) de paciente para paciente. Com os eletrodos de superfície, a impedância equivalente "vista" pelo estimulador é bem maior que a dos eletrodos subcutâneos. Neste trabalho buscou-se uma forma do pulso de saída a vazio aproximada a obtida em [14], que apresenta um pico de tensão de 260 V.

2.3.4 - Considerações Finais

O resultado da estimulação de um nervo periférico pode ser detectado por simples observação, associada ou não à apalpação do grupo muscular envolvido, ou pode ser medida por processos mecânicos ou eletromiografia. É bastante utilizado um transdutor de força que registre a resposta do "adductor pollicis" ao estímulo do nervo ulnar.

A monitorização da função mioneural oferece ao anestesiológista

valiosas informações tais como [1]:

- a) Dosificação correta do BNM quando se faz necessário o emprego de doses múltiplas durante cirurgia prolongada;
- b) Identificação do tipo de bloqueio;
- c) Avaliação mais exata da dose de anticolinesterásico necessária para reverter o bloqueio neuromuscular;
- d) Possível contribuição do bloqueio neuromuscular na persistência da apnéia (parada respiratória) ao término do ato anestésico.

CAPÍTULO III

ESPECIFICAÇÕES E CARACTERÍSTICAS GERAIS DO EQUIPAMENTO

A SER DESENVOLVIDO

3.1 - Introdução

Neste capítulo são definidas as características e especificações gerais do equipamento a ser desenvolvido.

Apresenta-se o diagrama em blocos e define-se as características gerais e específicas de cada bloco bem como, justifica-se a escolha dos circuitos a serem desenvolvidos.

3.2 - Diagrama em Blocos

O diagrama em blocos geral proposto para o monitor da transmissão neuromuscular conectado ao paciente é apresentado na Figura 3.1.

Foi proposto um sistema constituído basicamente de dois blocos independentes: um estimulador de nervos periféricos e um sistema de medição da resposta muscular.

O estimulador atua sobre o nervo motor periférico causando a contração do músculo correspondente. O sistema de medição detecta a contração

e fornece uma medida proporcional ao relaxamento muscular do paciente. O sistema de medição deve atuar de forma sincronizada com o estimulador, de maneira que a medição possa ser feita no momento em que ocorre a contração muscular.

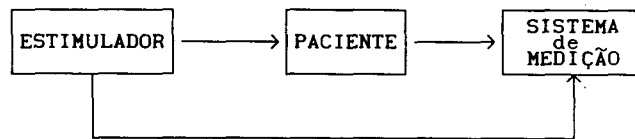


Figura 3.1 - Diagrama em blocos geral do monitor

3.3 - Especificações Disponíveis para o Equipamento

Tomando-se por base os critérios estipulados pela literatura médica de bloqueadores neuromusculares (os quais foram apresentados no Capítulo II) e a experiência de alguns anestesiológicos consultados, determinou-se as seguintes características gerais desejáveis para o equipamento, que são apresentadas a seguir:

- o equipamento deve ser de fácil operação para permitir ao anestesiológico uma leitura rápida, sem que se dedique excessivamente a ajustes no instrumento;
- seja seguro ao paciente, não lhe causando qualquer espécie de dano, e não dificulte os procedimentos cirúrgicos;
- apresente uma medida confiável, dentro de uma faixa de tolerância estipulada;

- deve incorporar todos os métodos de estimulação e medição necessários (veja Capítulo II) para permitir seu uso com todas as técnicas de medição do bloqueio neuromuscular;
- deve ser compacto, de forma a facilitar o transporte.

3.4 - Especificações do Estimulador

O estimulador deve apresentar as seguintes características, conforme considerações e referências apresentadas no Capítulo II:

- apresentar um nível de tensão de saída variável de 0 a 250 V (a vazio) que permita a estimulação supramáxima do músculo;
- possibilite todos os métodos de estimulação: estimulação isolada (EI) em duas frequências fixas (0,1 e 0,2 Hz), estimulação tetânica (ET) em uma ou mais frequências acima de 25 Hz até 200 Hz e a estimulação com sequência de quatro (SQ) (veja o Capítulo II).
- o estímulo deve ser um pulso retangular com uma largura não superior a 0,2 ms.

Os níveis de tensão, bem como a forma de onda dos pulsos de saída, não são fatores extremamente críticos conforme foi verificado na medição da forma de onda gerada por alguns estimuladores comerciais (Block-aid, Narcosul) e constatadas em outros por MYLREA [25], porém as características mais usuais especificadas na literatura são aqui apresentadas.

A estimulação é normalmente feita em um nervo motor periférico que se superficializa evitando-se assim cortes no paciente ou a aplicação de eletrodos profundos. Dentre os nervos com esta característica o mais utilizado é o nervo ulnar. Esse nervo se superficializa no antebraço na

altura do cotovelo e do punho, permitindo a utilização de eletrodos simples para estimulação. A estimulação desse nervo tem como resposta a adução do primeiro quirodactilo (polegar) e a flexão do quarto e quinto quirodactilos. Esse tipo de resposta proporciona maior facilidade de medição que a de outros músculos relacionados a outros nervos motores que se superficializam. Utilizando-se a medição neste ponto, ocupa-se uma área relativamente isolada do resto do corpo do paciente (apenas o antebraço e a mão), ficando as demais partes livres para os procedimentos cirúrgicos.

3.5 - Especificação do Sistema de Medição

O sistema de medição deverá ser composto de um transdutor que transforme a resposta do paciente a um estímulo em um sinal elétrico proporcional a esta. O sinal elétrico obtido deve ser tratado convenientemente e apresentado como uma medida representativa do bloqueio.

Como visto no Capítulo II (item 2.3.2.) em clínica anestesiológica é usualmente feita a estimulação do nervo ulnar e verificada a contração do "adductor pollicis". Com base nesta prática médica, determinou-se que o transdutor deve detectar a força exercida pelo polegar em um sensor conveniente, apresentando um sinal elétrico de saída proporcional ao grau de relaxamento do paciente.

O sinal elétrico obtido no transdutor deve ser processado convenientemente de forma a apresentar uma medida proporcional ao bloqueio neuromuscular de acordo com o método de estimulação escolhido. Cada método apresenta determinadas características de medição do bloqueio. Estas características são:

- a) Para EI - A relação percentual entre a resposta atual e o "controle"

(definido no Capítulo II), que é a máxima resposta muscular do paciente (medida = $(EI / \text{controle}) \times 100\%$);

b) Para SQ - A relação percentual entre a resposta ao quarto estímulo e ao primeiro (medida = $(T4 / T1) \times 100\%$).

c) Para ET - não é necessário medição.

3.6 - Características Gerais do Equipamento

O equipamento deve ser construído de forma modular (estimulador + sistema de medição) permitindo o uso independente do estimulador. Isto possibilita uma futura popularização do uso do estimulador. Atualmente, na grande maioria dos casos atendidos pela medicina nacional, a avaliação do grau de bloqueio é subjetiva (veja item 2.3.1) e varia de acordo com a experiência do anesthesiologista. O uso do estimulador permite uma verificação visual da resposta ao bloqueio neuromuscular permitindo uma melhor avaliação e uma dosificação mais correta de BNM durante a cirurgia. Portanto, a possibilidade de se obter um estimulador seguro e de fácil aquisição, permitiria um controle mais eficaz do bloqueio neuromuscular.

O sistema de medição se destinaria a usuários mais específicos que necessitassem de uma avaliação quantitativa da resposta ao bloqueio neuromuscular, o que é uma necessidade no caso de trabalhos científicos.

Para facilidade na leitura da medida chegou-se a conclusão que o equipamento deverá conter dois tipos de mostradores:

a) Leitura Digital - para usuários que necessitem valores mais precisos com objetivos de pesquisa;

b) Leitura Analógica - para realização de uma leitura mais rápida, como indicação do nível de bloqueio apenas, para casos em que não se

necessite de uma maior precisão nas medidas.

Para que os objetivos determinados anteriormente sejam cumpridos o sistema de medição deverá apresentar as seguintes características:

- ser construído com componentes acessíveis no mercado brasileiro; estimulando sua industrialização local sem maiores problemas.

- incorporar um sistema de calibração que permita adaptá-lo a intensidade da resposta individual de cada paciente e um sistema de ajuste dos desequilíbrios introduzidos no transdutor, que evite leituras falsas. Estes controles não devem comprometer a facilidade de operação do equipamento pelo usuário.

- possibilitem a operação em ambientes sujeitos a altas interferências.

O estimulador e o transdutor, que são as partes ligadas diretamente ao paciente, devem ter isolamento galvânico com relação à rede elétrica, para garantir a proteção e segurança necessárias. Dessa forma, evita-se a possibilidade de choques elétricos no paciente devido a possíveis surtos na rede elétrica.

Expostas as características gerais desejáveis para o equipamento, passa-se a discutir o estimulador e o sistema de medição em suas diferentes alternativas de construção.

3.7 - Características Construtivas Gerais

3.7.1 - Estimulador

Conforme visto, a função do estimulador é a produção de pulsos necessários à excitação do nervo ulnar, de acordo com as características

elétricas apresentadas anteriormente. Observa-se que são necessários pulsos de curta duração e frequências que variem de 0,1 a 200 Hz, no máximo.

Uma das maneiras de se desenvolver este estimulador seria a produção de pulsos em baixa tensão, através de um oscilador RC, seguida da elevação em tensão via transformador.

Os pulsos correspondentes a estimulação isolada, tetânica e sequência de quatro podem ser obtidas por dois osciladores sincronizados e a isolamento galvânica pode ser obtida através de um fotoacoplador. O diagrama em blocos proposto para o estimulador é mostrado na Figura 3.2.

Os circuitos eletrônicos que foram implementados são apresentados no Capítulo IV e detalhes de projeto encontram-se no Apêndice I.

Com isto, tem-se um dos módulos do equipamento que resultou em um estimulador de baixo custo, atingindo uma das metas propostas para este trabalho.

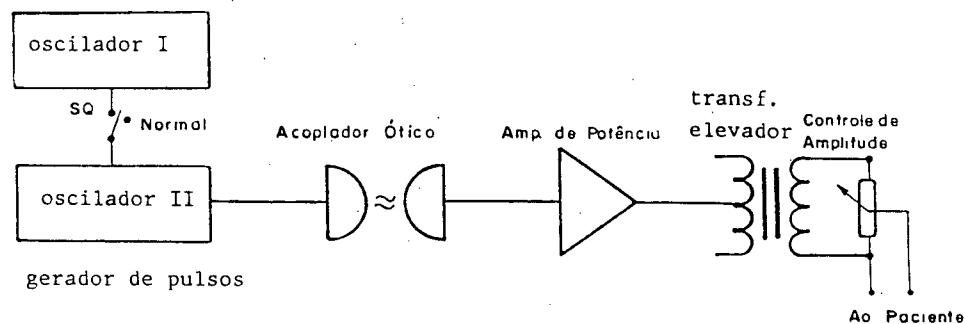


Figura 3.2 - Diagrama em blocos proposto para o estimulador

3.7.2 - Sistema de Medição

O objetivo deste sistema, conforme visto anteriormente, é detectar a força exercida pelo polegar ao excitar-se o nervo ulnar. Existem

muitas possibilidades de implementação deste sistema. Porém o diagrama em blocos geral pode ser proposto conforme a Figura 3.3.

Como pode ser visto nesta figura, o sistema de medição consiste de uma unidade de tratamento de sinal (UTS) e de dispositivos de medição e leitura associados ao estimulador.

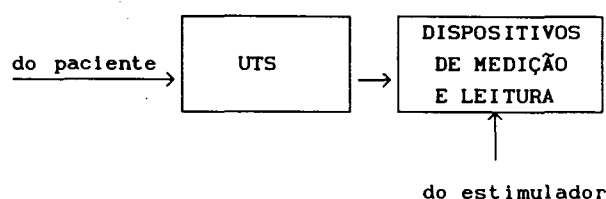


Figura 3.3 - Diagrama em blocos geral do sistema de medição

As características gerais desejadas para cada um dos blocos anteriores são:

a) Unidade de Tratamento de Sinal (UTS)

É constituída do transdutor e de dispositivos que adaptam o nível do sinal para etapa seguinte. A escolha do tipo de transdutor determina os demais dispositivos deste bloco.

Os transdutores de pressão ou deslocamento são os tipos que mais se adaptam para detectarem a força exercida pelos dedos do paciente [03]. Os do tipo deslocamento devem estar associados a um sistema de molas restauradoras, já os de pressão resultam em um sistema mecanicamente mais compacto, pois eliminam a necessidade de molas. No entanto, estes últimos

necessitam de um tratamento de sinal mais complexo em razão da sua faixa dinâmica.

Neste trabalho optou-se pela utilização de sensores de deslocamento do tipo extensômetro, pois são de pequeno tamanho, podem medir pequenos e grandes deslocamentos e são facilmente encontrados no mercado brasileiro. Para se obter a máxima sensibilidade, os extensômetros devem ser ligados na configuração de ponte completa de Wheatstone e colados em um suporte apropriado. Este suporte deve poder adaptar-se a vários tamanhos de mãos, haja visto a diversidade anatômica dos pacientes.

O transdutor desenvolvido a partir dos extensômetros consiste de uma lâmina metálica na qual estão colados quatro desses elementos na configuração de ponte completa de Wheatstone. O transdutor é fixado ao punho e os demais dedos são imobilizados evitando que esses últimos interfiram na medição. A Figura 3.4 mostra o transdutor fixado ao paciente.

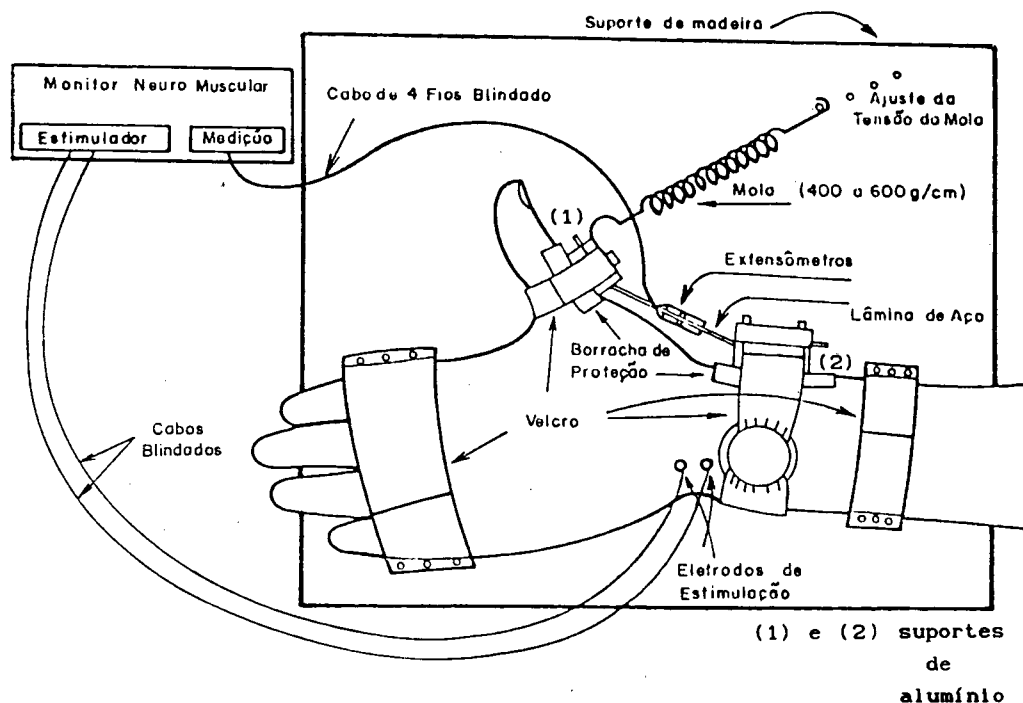


Figura 3.4 - Transdutor fixado ao paciente

Os suportes de alumínio (Figura 3.4) evitam um contato direto do sensor com a pele do paciente. São utilizadas duas borrachas flexíveis para proteção elétrica e mecânica do paciente. A mola fornece uma pré-carga mecânica ao dedo que é uma condição necessária para se obter a máxima resposta muscular e realização correta da medida [3] [10] [30].

Este sistema possui isolamento galvânica obtida pelo próprio projeto mecânico não havendo contato elétrico do paciente com a rede elétrica, já que a estimulação deve ser feita através de um circuito alimentado por bateria.

Assim, o circuito eletrônico de medição receberá a informação da força exercida pelo polegar sobre a forma de um desequilíbrio da ponte. Esse desequilíbrio é de baixo nível sendo necessário portanto, a sua amplificação para adaptá-lo aos níveis de tensão necessários ao processamento. Recaiu-se então, em um processo de tratamento de sinal constituído de ponte completa de Wheatstone, amplificador e filtro.

Na saída do filtro tem-se os pulsos de resposta à excitação do nervo ulnar, para todos os tipos de excitação. No caso de EI a amplitude de cada um desses pulsos de resposta é comparada a amplitude do controle de forma percentual. No caso da SQ a amplitude da resposta ao quarto pulso do trem deve ser comparada a amplitude da resposta do primeiro de forma percentual, no caso de ET, como já foi dito anteriormente, não se realiza medição.

b) Dispositivos de Medição e Leitura

Para efetuar o processamento do sinal vindo do filtro e apresentar uma leitura percentual na saída correspondente ao tipo de estimulação utilizado, propõe-se para os dispositivos de medição e leitura o

diagrama em blocos apresentado na Figura 3.5.

c) Circuitos Auxiliares

Alguns circuitos auxiliares são necessários para um bom funcionamento do equipamento.

O transdutor deve ser usado em diversos pacientes, o que representa diversos tamanhos de mãos em que ele será colocado. Este fato causará um desequilíbrio inicial diferente na ponte de Wheatstone, pois a flexão inicial da lâmina variará de paciente para paciente. Torna-se necessário então um ajuste inicial do equilíbrio da ponte de Wheatstone. Este ajuste é feito por um potenciômetro associado a um dos braços da ponte. Para se detectar o ponto de equilíbrio da ponte utilizou-se um circuito aqui chamado de detector de zero. O circuito detector de zero é formado por um comparador tipo janela colocado na saída do filtro. O objetivo de tal circuito é indicar desequilíbrios na ponte de Wheatstone, não associados as respostas do paciente, que ocorrem devido as variações do posicionamento do transdutor em cada mão. A sinalização neste circuito é realizada por um par de leds, colocados na saída dos comparadores.

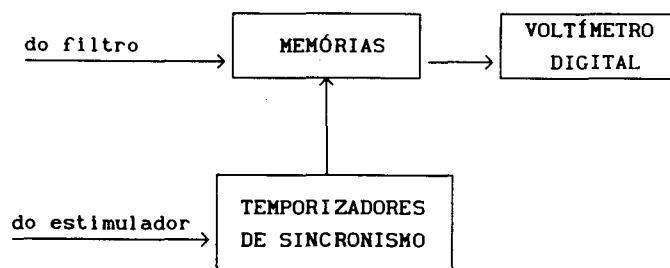


Figura 3.5 - Dispositivos de medição e leitura

Também devido ao fato da variação individual do nível da resposta máxima de cada paciente, é necessário um ajuste do ganho do amplificador de entrada para que a mesma tensão de referência (controle) seja obtida. Portanto, no início da operação deve-se proceder a calibração do instrumento, ou seja, deve-se variar o ganho do amplificador de entrada, de forma a se obter a tensão de referência interna do equipamento. Para auxiliar nesta operação, foi incluído um outro comparador tipo "janela" semelhante ao primeiro.

As informações dos comparadores serão apresentadas ao usuário no painel frontal do equipamento para facilitar o procedimento de ajuste.

As colocações aqui apresentadas servirão de base para as implementações descritas no Capítulo IV e detalhadas no Apêndice I.

--CAPÍTULO IV

PROJETO ELETRÔNICO DO EQUIPAMENTO

4.1 - Introdução

Neste capítulo são apresentados os circuitos que implementam os diagramas em blocos mostrados no capítulo precedente. Da literatura consultada obtém-se poucas informações sobre as formas de implementação de equipamentos similares. Apenas Fiore et alli [14] apresenta com algum detalhamento um equipamento desenvolvido, baseado em um microcomputador. Neste projeto é utilizado um transdutor de força conectado ao dedo polegar que transforma a resposta muscular ao estímulo em um sinal elétrico proporcional. O sinal obtido passa por uma unidade de tratamento de sinal (amplificador mais filtro), por uma conversão analógica/digital e é processado com um sistema baseado num microprocessador INTEL 8085.

Resolveu-se então adotar, com algumas modificações, o sistema de aquisição utilizado por Fiore e realizar o processamento de forma analógica. Optou-se por este tipo de processamento por considerar-se, a princípio, que seria de mais fácil implementação e menor custo que o sistema digital equivalente e atenderia aos objetivos propostos no Capítulo III. Em futuros trabalhos, de acordo com os resultados obtidos neste, poder-se-ia analisar melhor esta decisão. A idéia principal neste ponto, é construir um equipamento que possa ser testado durante cirurgias com anestesia geral e verificar o seu desempenho: limitações do transdutor, o nível de resposta (movimento) do paciente, as possíveis flutuações do nível de referência, etc. Esta avaliação do desempenho será discutida no Capítulo V e este fornecerá

subsídios para futuros trabalhos nesta área.

Segue então a descrição dos circuitos implementados.

4.2 - O Estimulador

O estimulador consiste basicamente de um gerador de pulsos e uma etapa de amplificação de potência para excitação dos eletrodos de estimulação do nervo ulnar. Essas duas etapas são isoladas galvanicamente. As especificações elétricas, obtidas da literatura [01] [03] [14] [25], para o estimulador, são:

- a) Pulsos de amplitude variável a vazio de 0 a 250V;
- b) Pulso de duração igual a 200 μ s e taxa de repetição variável de 10 ms a 10 s para ET e EI;
- c) Trem de quatro pulsos repetidos a taxa de um trem a cada 10 s e, espaçamento de 0,5 segundo entre cada pulso do trem.

O diagrama em blocos proposto para o estimulador é mostrado na Figura 3.2 e repetido aqui na Figura 4.1.

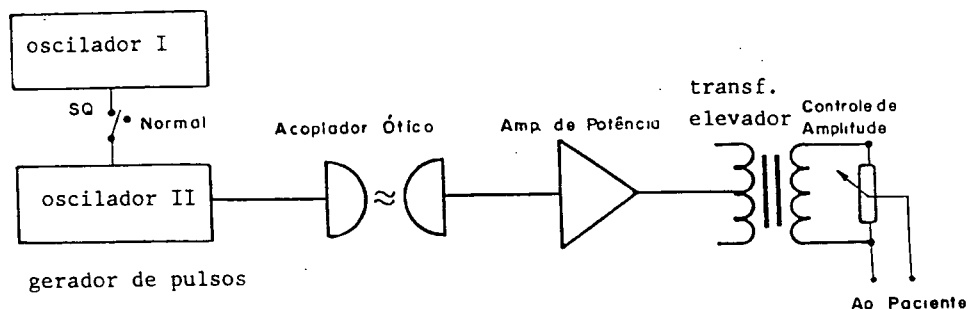


Figura 4.1 - Diagrama em blocos do estimulador

Os osciladores foram implementados com um único circuito

integrado (CI 556). O isolamento galvânico é proporcionado por um fotoacoplador e o sinal de saída é elevado em potência através de um amplificador e em tensão através de um transformador elevador.

4.2.1 - Gerador de Pulsos

O oscilador I será a base de tempo principal responsável pela produção dos pulsos de 200 μ s de largura e repetição a cada 10 ou 5 s (0,1 e 0,2 Hz) para EI e a cada 10, 20 e 33 ms (100, 50 e 30 Hz) para ET. Conforme os requisitos do item b) de 4.2.

No caso da utilização de estimulação SQ, o oscilador II liberará o oscilador I para produção de quatro pulsos a cada 10 segundos, de acordo com as características deste método de estimulação.

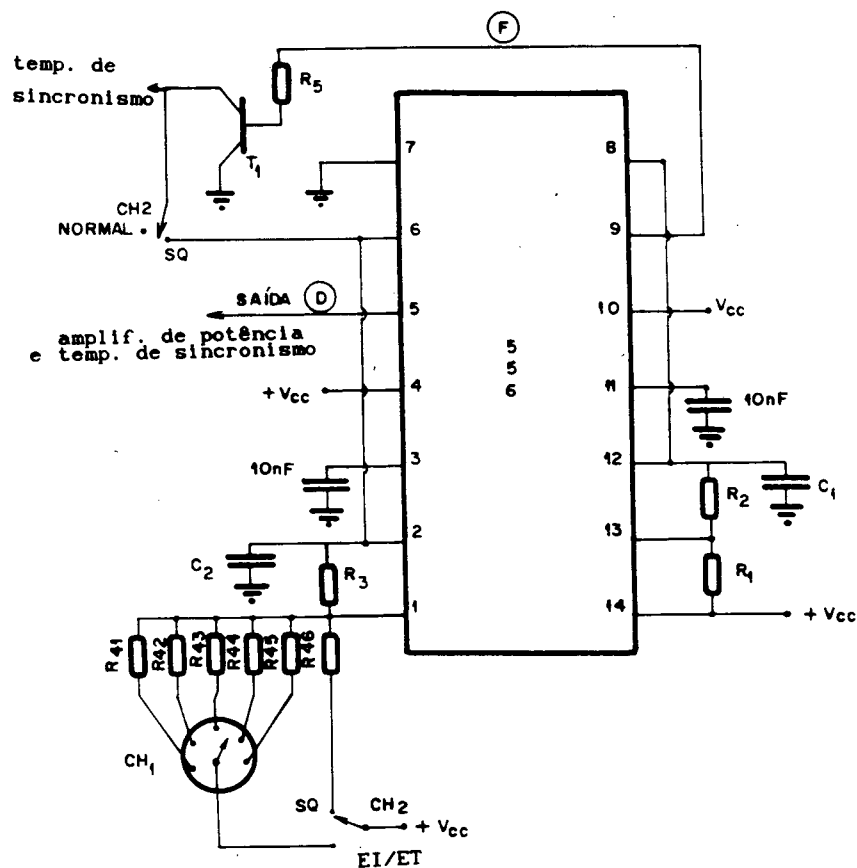


Figura 4.2 - Circuito gerador de pulsos do estimulador

O circuito do gerador de pulsos é mostrado na Figura 4.2 e o respectivo diagrama de tempos encontra-se na Figura 4.3. A seguir são relacionados os componentes ligados ao CI 556, utilizados nos osciladores I e II.

C1 = 4,4 μ F	R44 = 18 k Ω
C2 = 1,5 μ F	R45 = 10 k Ω
C3 = 10 nF	R46 = 470 k Ω
R1 = 820 k Ω	R5 = 1,5 k Ω
R2 = 3,9 M Ω	T1 = BC 548B
R3 = 180 Ω	Vcc = 15 V
R41 = 10 M Ω	CH1 = chave rotativa
R42 = 4,7 M Ω	CH2 = chave H-H
R43 = 33 k Ω	

Os dois modos de operação EI/ET e SQ podem ser escolhidos através da chave seletora CH2 (Figura 4.2). No modo EI/ET, tem-se a geração de estímulos isolados e de estímulos tetânicos, selecionados pelo operador através da chave CH1, que permite a escolha da frequência para um dos valores estabelecidos. No modo SQ, a sequência de quatro pulsos é obtida pelo chaveamento do oscilador I (gerador de EI e ET) pelo oscilador II, com frequência conveniente.

Cabe ainda dizer que o gerador de pulsos é responsável pelos pulsos de sincronismo para o sistema de medição conforme visto no item 4.4.

4.2.2 - Amplificador de Potência

O amplificador de potência é alimentado através de uma bateria própria. Recebe os pulsos de entrada provenientes do gerador de pulsos via

fotoacoplador. Dessa forma, o isolamento galvânico do equipamento ao paciente é garantido. O circuito proposto para o amplificador é mostrado na Figura 4.4, seguido pela correspondente lista de componentes.

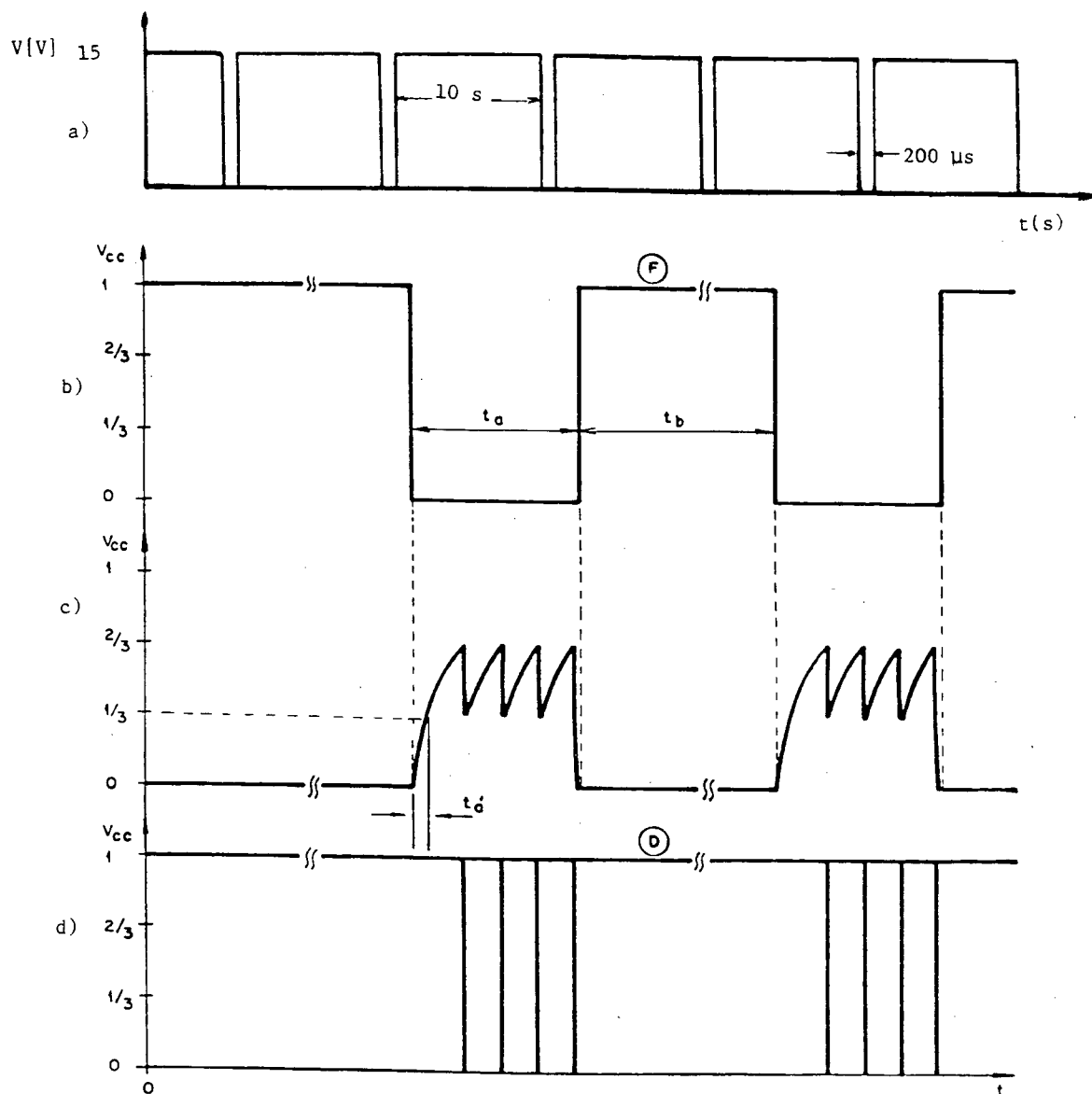


Figura 4.3 - Formas de onda de tensão correspondentes ao circuito

da Figura 4.2. (a) tensão de saída no pino 5, para a chave CH2 na posição EI/ET e para a chave CH1 na posição "a". Para a chave CH2 na posição SQ tem-se: (b) tensão de saída no pino 9; (c) tensão de saída sobre o capacitor C2 (pino 2) e (d) tensão de saída no pino 5.

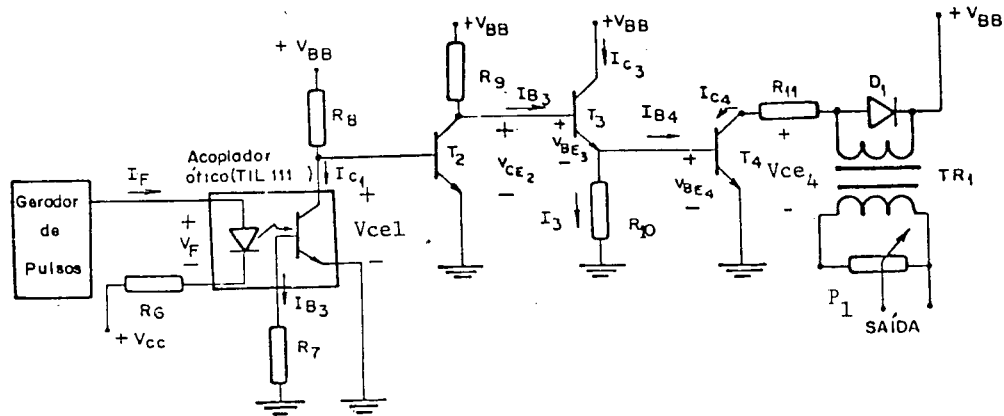


Figura 4.4 - Circuito do amplificador de potência do estimulador

$R6 = 560 \, \Omega$	$T4 = \text{TIP31}$
$R7 = 18 \, \text{k}\Omega$	$D1 = 1\text{N}4001$
$R9 = R8 = 1 \, \text{k}\Omega$	$\text{TR1} = \text{Transformador } 1:30$
$R10 = 10 \, \text{k}\Omega$	$P1 = \text{potenciômetro } 22 \, \text{k}\Omega$
$R11 = 1,8 \, \Omega$	$V_{bb} = 9 \, \text{V (bateria)}$
$T3 = T2 = 2\text{N}2222$	$V_{cc} = 15 \, \text{V.}$

Um detalhe importante deste circuito de estimulação é o transformador TR1, que deve ter baixa resistência ôhmica nos enrolamentos e uma relação de aproximadamente 1:30 entre as tensões de primário e secundário, respectivamente.

O potenciômetro no secundário do transformador possibilita a variação da amplitude do pulso de saída, permitindo o ajuste da tensão para obtenção da resposta supramáxima de cada paciente.

O circuito proposto atende os requisitos estipulados no Capítulo III para o projeto do estimulador.

No Apêndice I são apresentados detalhes sobre o projeto do

estimulador.

4.3 - O Sistema de Medição

O diagrama em blocos do sistema de medição está mostrado na Figura 4.5. É composto de dois blocos: a unidade de tratamento do sinal (UTS) responsável pela aquisição e tratamento prévio do sinal, e a medição e leitura, que fornece uma saída que é o valor do bloqueio neuromuscular, de acordo com o método utilizado. Estas duas unidades são abordadas com maiores detalhes nos sub-ítemos seguintes.

4.3.1 - Unidade de Tratamento de Sinal (UTS)

A UTS é formada pelo transdutor, amplificador de potência e filtro passa-baixas.

O transdutor de força, realizado com quatro extensômetros na configuração de ponte completa de Wheatstone, mede um sinal proporcional a força de adução do polegar. O correspondente sinal elétrico, devido a seu baixo nível, é reforçado utilizando-se um amplificador de instrumentação, seguido de filtragem.

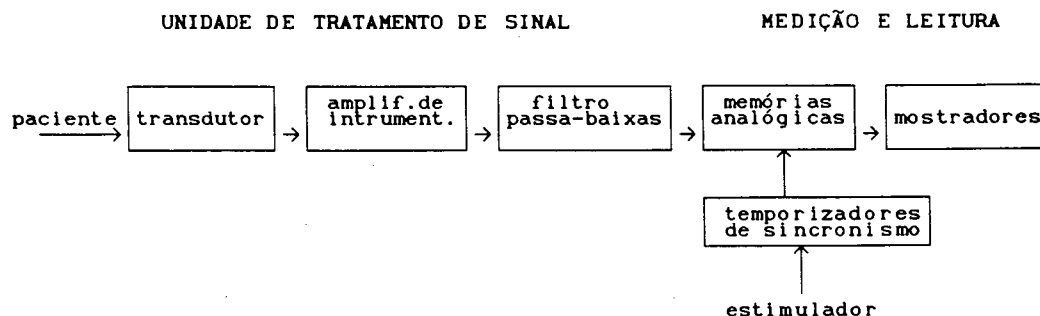


Figura 4.5 - Diagrama em blocos do sistema de medição

Para se obter uma maior sensibilidade e uma compensação automática dos efeitos da temperatura, os extensômetros foram colados de forma que dois deles fiquem sujeitos a tração e dois a compressão, e conectados de maneira que se obtém a Equação 4.1, deduzida a partir do circuito da Figura 4.6.

$$V_{db} = \frac{\Delta R}{R} V \quad (4.1)$$

para $\Delta R / R \ll 1$ e onde:

$\Delta R / R$ = variação específica da resistência do extensômetro;

V = tensão de alimentação da ponte;

V_{db} = tensão de desequilíbrio proporcional à força de adução do polegar.

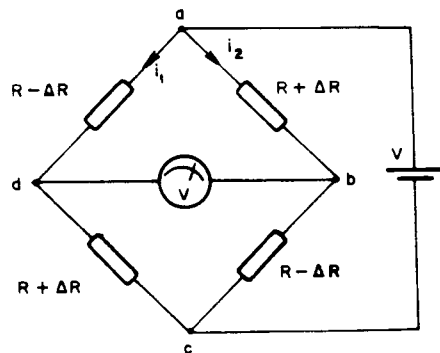


Figura 4.6 - Extensômetros ligados na configuração de ponte completa de Wheatstone

Para se garantir que o desequilíbrio da ponte (V_{db}) expresse efetivamente a força causada pela adução do polegar, deve-se: compensar a diferença entre os valores dos extensômetros, compensar as tensões mecânicas pré-existentes na fixação do transdutor a cada paciente, projetar a fonte de

alimentação da ponte, responsável pela tensão V (Equação 4.1) com estabilidade térmica e precisão necessárias para garantir a qualidade das medições.

O amplificador de instrumentação deve ter elevada impedância de entrada para não promover desequilíbrios indesejáveis na ponte, bem como deve permitir um ajuste contínuo do ganho e apresentar alta rejeição de modo comum. O ajuste contínuo do ganho do amplificador é necessário para a calibração inicial do equipamento, a qual adapta o "controle" (ver Capítulo II) de cada paciente a mesma tensão interna de referência. Para atender este requisito optou-se por um amplificador de instrumentação clássico com três amplificadores operacionais. O desempenho de tal circuito satisfaz as necessidades deste projeto.

A Figura 4.7 mostra o circuito do amplificador de instrumentação conectado a ponte de Wheatstone, seguido pela correspondente lista de componentes.

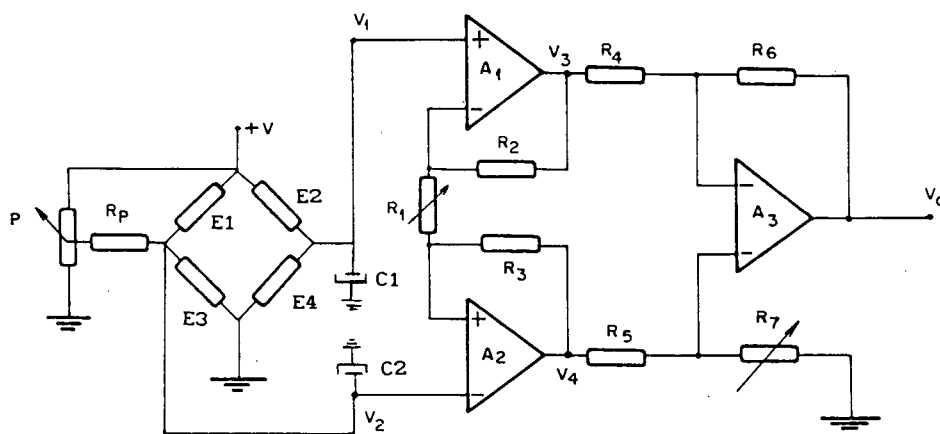


Figura 4.7 - Circuito do amplificador de instrumentação
associado a ponte de extensômetros

$R_p = 10 \text{ k}\Omega, 1\%$;

$R_6 = R_2 = R_3 = 100 \text{ K}\Omega, 1\%$;

$R_4 = R_5 = 20 \text{ k}\Omega, 1\%$;

$P = 10 \text{ k}\Omega$ (potenciômetro de fio multivoltas);

$R_1 = 10 \text{ k}\Omega$ (potenciômetro de fio multivoltas);

$R_7 = 118,1 \text{ k}\Omega$ (valor máximo da associação série de um resistor de $68,1 \text{ k}\Omega$ (1%) e um potenciômetro multivoltas (trimpot) de $50 \text{ K}\Omega$);

A_1, A_2 e $A_3 = \text{LM308}$ (amplificadores operacionais);

E_1, E_2, E_3 e $E_4 = (120 + 0,2) \Omega$ (extensômetros PA-06-250 BA-120 fabricado pela Magnaflux Corporation)

C_1 e $C_2 = 47 \mu\text{F}$ (capacitores de tântalo)

Os capacitores C_1 e C_2 são utilizados para eliminar possíveis ruídos de alta frequência introduzidos na entrada do amplificador de instrumentação pelos equipamentos eletrocirúrgicos.

O filtro da UTS deve ser do tipo passa-baixas para eliminação dos ruídos de alta frequência captados no transdutor (não eliminados pela pré-filtragem na entrada do amplificador de instrumentação) e conseqüente aumento da relação sinal-ruído.

Optou-se por um filtro de segunda ordem, tipo Butterworth por apresentar uma banda passante plana e uma banda de transição suficientemente abrupta (-40 dB/dec). A frequência de corte superior adotada foi de 16 Hz , pois assim, a largura de banda é compatível com as frequências de estimulação em que são realizadas as medidas (na estimulação tetânica não são realizadas medidas) e por já ter sido utilizada anteriormente, com sucesso, por Fiore [14].

A Figura 4.8 mostra o circuito do filtro passa-baixas e a

seguir são listados os valores dos componentes utilizados. Os resistores R3 e R4 formam uma estrutura Sallem-Key [33], permitindo um ganho diferente de 1.

$R1 = R2 = 150 \text{ k}\Omega$

$R3 = 33 \text{ k}\Omega$

$R4 = 56 \text{ k}\Omega$

A4 = LM308 (amplificador operacional)

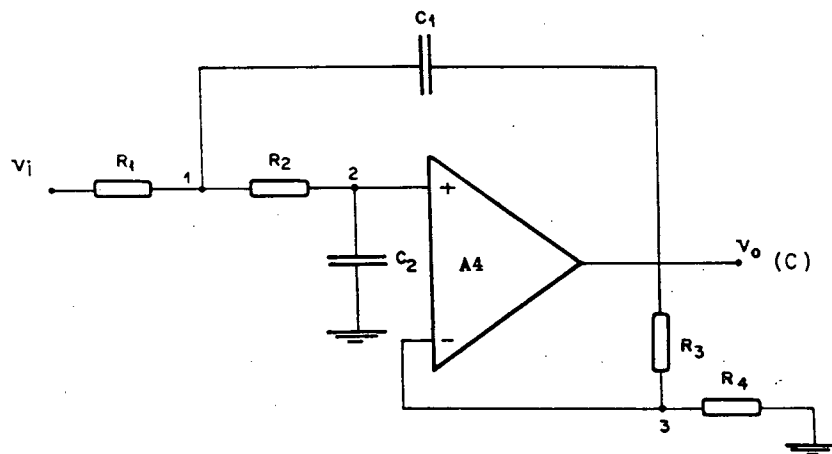


Figura 4.8 - Circuito do filtro passa-baixas

No Apêndice I encontram-se maiores detalhes sobre a unidade de tratamento de sinal.

4.4 - Medição e Dispositivos de Leitura

A medição e leitura é o bloco responsável pela transformação do sinal elétrico recebido do filtro em uma medida percentual do relaxamento muscular. Conforme pode ser visto na Figura 4.5, este bloco é composto de

memórias analógicas, de mostradores e de temporizadores de sincronismo. As memórias analógicas são duas, sua utilização depende do método para verificação do grau de bloqueio escolhido, conforme será explicado mais adiante. Os temporizadores de sincronismo geram os pulsos necessários à habilitação das memórias no instante de tempo em que deve ocorrer a aquisição do sinal. O bloco denominado de Mostradores (Figura 4.5) é composto basicamente por um voltímetro digital. Tal bloco processa os sinais de saída das memórias analógicas e produz uma saída digital proporcional ao bloqueio. A maneira como este bloco opera varia para EI e SQ.

A Figura 4.9 mostra com maiores detalhes o diagrama em blocos dos circuitos responsáveis pela medição e leitura. Cabe dizer que a medição utilizando a coluna de leds visa apenas uma verificação visual mais rápida do grau de bloqueio neuromuscular.

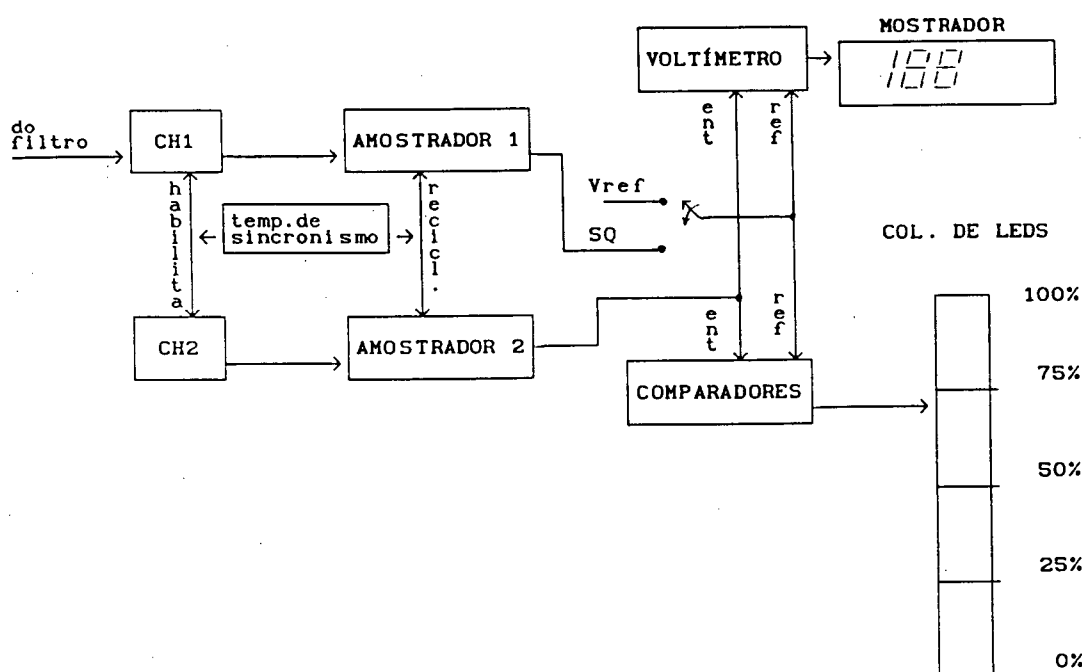


Figura 4.9 - Diagrama em blocos dos dispositivos de medição e leitura

4.4.1 - Descrição da Operação

O modo de operação deste bloco é diferente para EI e SQ, como é explicado a seguir:

a) Estimulação Isolada - Neste caso, os temporizadores habilitam somente o amostrador II, através da chave analógica CH2 (Figura 4.9), de modo que a saída B seja a máxima amplitude de resposta a cada pulso. Esta saída é encaminhada a um voltímetro digital cuja indicação é a relação entre este valor e o "controle" (referência). O "controle" corresponde ao nível de tensão ajustado inicialmente para a resposta do paciente antes da administração de BNM, e é sua máxima resposta. Assim, a leitura proporcionada pelo voltímetro será a percentagem da amplitude atual da resposta com relação ao controle. O mostrador é do tipo 2 dígitos mais 1 com leitura de 0 a 100% em intervalos de 1%.

b) Sequência de Quatro - Neste caso, os temporizadores de sincronismo habilitam a chave analógica CH1 para a aquisição da resposta ao primeiro pulso. Assim, na saída A do Amostrador I (Figura 4.9) armazena-se a máxima amplitude da resposta ao primeiro estímulo. A chave CH2 é habilitada para a aquisição da resposta ao quarto estímulo. Assim, na saída B do Amostrador II armazena-se (Figura 4.9) a máxima amplitude da resposta ao quarto estímulo. As saídas A e B são encaminhadas ao voltímetro digital, sendo a saída A a referência. Deste modo, a leitura indica a relação B/A, de forma percentual. Tanto para EI como para SQ, existe uma indicação semelhante a do voltímetro feita por uma coluna de vinte diodos emissores de luz ("leds"), organizados em quatro blocos de cores distintas, correspondendo cada bloco a 25% do total. Tal coluna funciona como um mostrador analógico de rápida leitura, com passos de 5%.

4.4.2 - Amostradores

A Figura 4.10 apresenta o circuito dos amostradores, seguindo abaixo a lista de componentes utilizados.

D1 a D6 = 1N4148

CH1 e CH4 = BF245A

R1 = 100 k Ω

C1 = C2 = 2,2 μ F

R2 = 22 k Ω

C3 = 100 pF

R3 = 10 k Ω

A1 a A4 = CA3140

R4 = 22 k Ω

São dois amostradores iguais, cada um projetado com dois amplificadores operacionais CA3140, escolhidos devido principalmente a sua alta impedância de entrada (1,5 T Ω ms) [42]. No chaveamento foi utilizado transistores de efeito de campo (FET), do tipo BF245 [37]. Cabe dizer que o CI 4066, que consiste de quatro chaves analógicas, foi testado, porém, não apresentou um bom desempenho, devido ao nível de tensão de alimentação que opera.

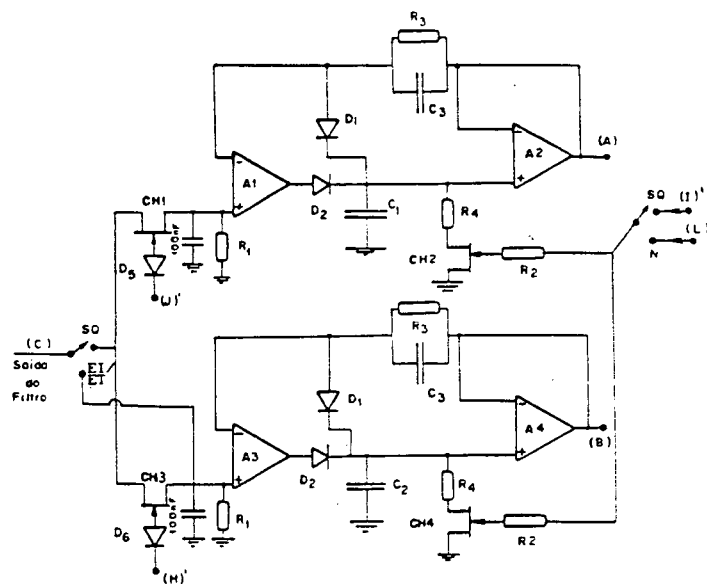


Figura 4.10 - Circuito dos amostradores

R1 = 100 k Ω	R11 = 4,7 k Ω
R2 = 560 k Ω	R12 = 10 k Ω
R3 = 390 k Ω	D1 = 1N4148
R4 = 1 M Ω	L1 = MCEI-1L2
R5 = 1,8 M Ω	C1 = 10 nF
R6 = 2,2 M Ω	C3 a C5 e C7 = 1 μ F
R7 = 220 k Ω	C2 = 820 nF
R10 = 1,5 k Ω	C6 = 1,5 μ F

O circuito da Figura 4.11 consiste basicamente de monoestáveis realizados com o CI 556, comandados pelo estimulador. Na SQ, os monoestáveis comandam as chaves analógicas que habilitam os amostradores para a aquisição da resposta ao primeiro estímulo, ao quarto e também a descarga dos capacitores sustentadores. Os sinais gerados por este circuito para estimulação SQ são mostrados na Figura 4.12.

As explicações a seguir são baseadas na Figura 4.12. A onda F (Figura 4.12a) gerada pelo oscilador I (Figura 4.1) é a envoltória da forma de onda da SQ. A borda negativa da onda F dispara a onda I' (Figura 4.12c). Esta onda tem largura suficiente para descarregar os capacitores C1 e C2 (Figura 4.10), antes do primeiro estímulo da SQ. A borda negativa da onda I' dispara a onda J' (Figura 4.12d). Esta última quando no nível alto habilita a chave CH1 (Figura 4.10) a aquisição da resposta ao primeiro estímulo.

O primeiro estímulo da SQ (Figura 4.12b) dispara o sinal G (Figura 4.12e). Esta onda possui uma largura "T5" suficiente para que sua descida ocorra entre o terceiro e o quarto pulsos da SQ. Esta descida dispara o sinal H' (Figura 4.12f). Este último habilita a chave CH3 (Figura 4.10) para a aquisição da resposta ao quarto estímulo pelo segundo amostrador e

temporiza a indicação nos mostradores de saída.

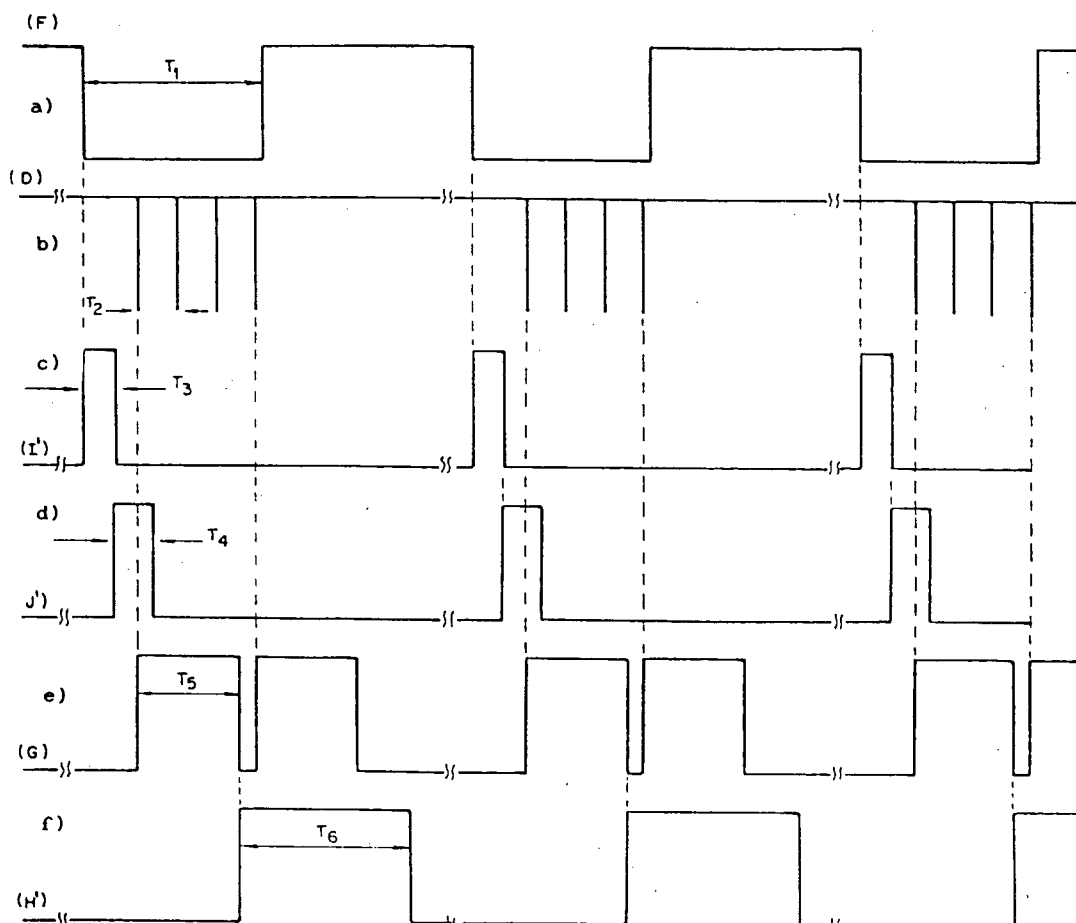


Figura 4.12 - Formas de sinais gerados nos temporizadores de sincronismo

para SQ : a) oscilador I; b) SQ; c) reciclagem dos amostradores,

d) aquisição do primeiro, e) retardo e

f) aquisição do 4.º pulso e visualização no mostrador.

No caso da operação com EI, o oscilador II (Figura 4.1) é desconectado do oscilador I, e a onda gerada é mostrada na Figura 4.13a. A partir desta são gerados os sinais L e L' (Figura 4.13b e 4.13c, respectivamente). Este último comanda a descarga do capacitor C2 (Figura 4.10) no EI. O intervalo de tempo T_1 e o tempo de retenção do pulso amostrado

e também o tempo de visualização da indicação no mostrador. O tempo T2 varia com a frequência de estimulação utilizada (0,1 ou 0,2 Hz).

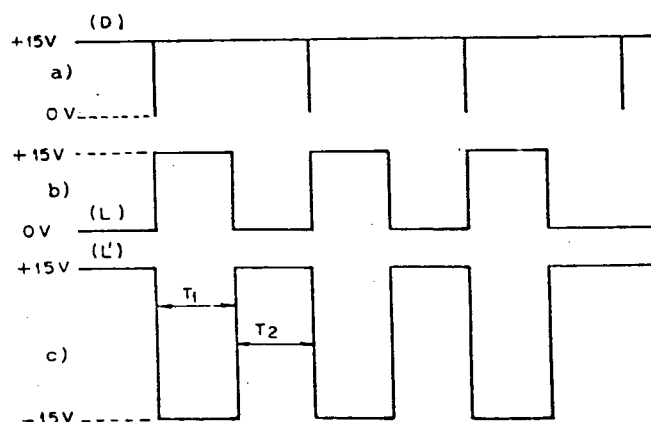


Figura 4.13 - Formas de sinais envolvidas na retenção da medida durante a estimulação isolada. a) Gatilho (pino 5 - Figura 4.2), b) sinal que gera o sinal de retenção e c) sinal de retenção da resposta ao EI nos amostradores e nos mostradores.

Maiores detalhes sobre o projeto dos temporizadores de sincronismo estão no Apêndice I.

4.4.4 - Os Mostradores

Como já foi dito são utilizados dois mostradores: um voltímetro digital de 2 dígitos mais 1 e um conjunto de vinte comparadores que acionam vinte diodos emissores de luz montados em coluna.

O circuito do voltímetro digital é mostrado na Figura 4.14. Este foi realizado com o CI ICL7107, associado com acionadores ("drivers") para suprir a corrente a dois mostradores de sete segmentos a diodos emissores de luz ("leds") (MCD6980) e um de dois segmentos (MCD6990). Este voltímetro foi escolhido devido à facilidade de modificação da sua referência

A Figura 4.15 mostra o circuito da coluna de diodos emissores de luz, seguido pela correspondente relação de componentes utilizados.

Maiores detalhes sobre o dimensionamento dos componentes utilizados no voltímetro digital e na coluna de diodos emissores de luz são apresentados no Apêndice I.

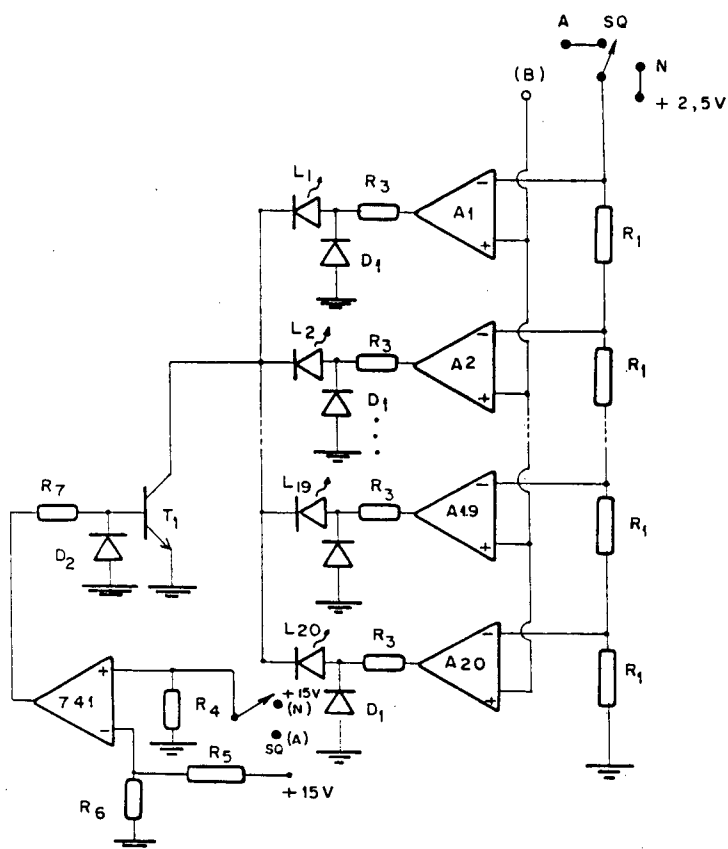


Figura 4.15 - Circuito da coluna de diodos emissores de luz

4.5 - Circuitos Auxiliares

São dois os circuitos auxiliares: o circuito detector de zero e

o circuito de calibração, que são descritos a seguir.

4.5.1 - O Circuito Detector de Zero

Para se anular a tensão de desequilíbrio da ponte de Wheatstone e a tensão de desvio ("offset") na entrada do amplificador de instrumentação, o que é de fundamental importância devido ao seu alto ganho, utiliza-se um potenciômetro ("helipot"), acessível no painel do instrumento, que está associado a um dos braços da ponte de Wheatstone, cujo ajuste tem por objetivo levar a zero volts a saída da UTS na ausência de sinal.

Após a fixação do transdutor no paciente e antes do uso do instrumento, a operação de obter zero volts na saída da UTS deve ser feita, pressionando-se a chave PB (Figura 4.16), tipo botão ("push bottom"), para conectar a saída do filtro passa-baixas ao detector de zero.

Os valores dos componentes do circuito da Figura 4.16 são:

$R1 = R2 = 15 \text{ k}\Omega$	$L1 = L2 = \text{MCEI-1L2}$
$R3 = 100 \text{ k}\Omega$	$D1 = D2 = 1\text{N}4148$
$R4 = R5 = 1,5 \text{ k}\Omega$	

Quando a tensão na saída do filtro é maior que a tensão no ponto 2 (Figura 4.16), o diodo L1 acende, indicando que a tensão está acima de zero. Da mesma forma, se a tensão na saída do filtro é inferior a do ponto 3, o diodo que se acenderá será o L2, indicando uma tensão negativa. Com o auxílio do potenciômetro ("helipot") se busca o ponto onde os dois "leds" fiquem apagados, indicando que o ajuste foi feito, quando então o botão de reciclagem é relaxado e o aparelho está pronto para o uso.

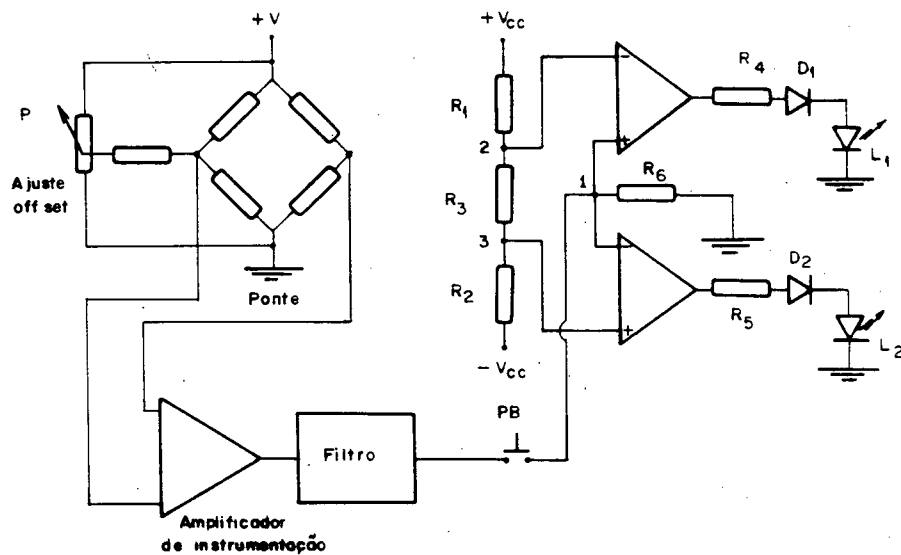


Figura 4.16 - Circuito detector de zero.

4.5.2 - O Circuito de Calibração

A Figura 4.17 mostra o circuito de calibração.

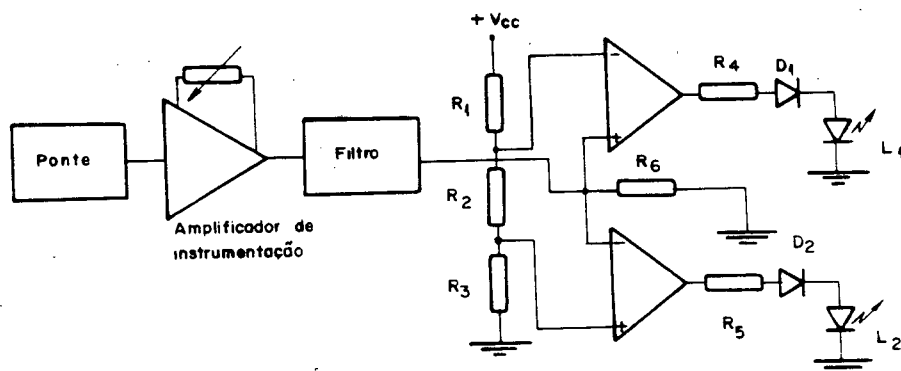


Figura 4.17 - Circuito de calibração

Após o ajuste de zero, procede-se a calibração da UTS, ajustando-se o ganho do amplificador até se obter o sinal de "controle" (referência fixa interna). A calibração é procedida com o estímulo supramáximo (ver Capítulo II). A calibração é necessária em razão da

alteração da resposta de paciente para paciente.

A calibração é efetuada pela conexão da saída do filtro a dois comparadores de nível, semelhantes aqueles do circuito de ajuste de zero. O ajuste de ganho do amplificador é feito por um segundo potenciômetro ("helipot") acessível no painel frontal (resistor R1 na Figura 4.7).

A indicação de que a calibração foi efetuada e dada pelos diodos L1 e L2 apagados.

Para o circuito da Figura 4.17 os valores dos componentes utilizados são os mesmos da Figura 4.16, com exceção de:

$$R1 = 12 \text{ k}\Omega$$

$$R2 = 330 \text{ }\Omega$$

$$R3 = 2,4 \text{ k}\Omega$$

Maiores detalhes sobre o projeto dos circuitos auxiliares encontram-se no Apêndice I.

CAPÍTULO V

RESULTADOS E CONCLUSÕES

5.1 - Introdução

Neste capítulo são apresentados os testes realizados com o monitor da transmissão neuromuscular.

Primeiramente, foi realizado um levantamento em laboratório da tensão e corrente de estimulação para uma faixa de cargas que comportam os valores mínimos e máximos da resistência subcutânea e cutânea. Apresenta-se um gráfico correspondente às tensões e correntes de saída para diversas cargas.

Realizou-se também, um levantamento da saída da coluna de "leds" e do "display" para o modo normal e SQ, para diversos níveis de tensão de entrada. Visou-se assim, verificar se as leituras apresentadas nos dois mostradores eram concordantes entre si e com os níveis de tensão de entrada. No modo normal, o desempenho dos circuitos dos mostradores é visto num gráfico que fornece a leitura desses em função da tensão em suas entradas, para uma tensão de referência fixa. No modo SQ, o desempenho é mostrado em quatro curvas semelhantes a anterior, sendo que cada uma corresponde a uma tensão de referência diferente.

Outra realização foi um ensaio para a verificação da histerese do sistema transdutor-amplificador-filtro, anotando-se as leituras do "display" (mais precisas), para várias posições do transdutor. São apresentados quatro ciclos de histerese com ganhos diferentes do amplificador de instrumentação.

Posteriormente, o aparelho foi testado em pacientes cirúrgicos. Os resultados apresentados são referentes a sete cirurgias com anestesia geral, realizadas no Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina. Como equipamento de referência foi usado o registrador gráfico modelo 7004B-XY-RECORDER, da Hewlett Packard, cujos registros foram tomados como referência das correspondentes medidas. Realizou-se, então, uma análise exploratória dos dados com o auxílio de técnicas estatísticas. A partir desta análise estimou-se um erro associado ao aparelho para os dois modos de operação: normal e SQ.

Por fim, fez-se uma análise crítica do aparelho e sugeriu-se idéias e aperfeiçoamentos para futuros trabalhos.

5.2 - Teste com o Estimulador

Este trabalho teve como início a implementação de um estimulador de nervos periféricos para gerar pulsos retangulares com amplitude, frequência e duração de acordo com o especificado na bibliografia [3] [14].

O circuito do estimulador é apresentado na Figura 5.1. O aparelho foi testado por um grupo de anestesistas do Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina [46]. Foi feita a estimulação em vinte pacientes não portadores de neuromiopatas, utilizando-se eletrodos subcutâneos no nervo ulnar, ao nível do punho. Foram verificados e medidos parâmetros anestesiológicos: resposta ao estímulo isolado após uma frequência tetânica, resposta a SQ e índice de recuperação. Os resultados obtidos foram tomados como confiáveis pela equipe.

Ao se projetar o monitor da transmissão neuromuscular foi

necessário realizar algumas modificações no estimulador testado anteriormente. Isto se deveu ao fato de que as temporizações do estimulador eram necessárias para os sinais de sincronismo do novo equipamento. Concebeu-se então a geração de pulsos de estimulação associada ao sistema de medição, ligado à rede elétrica, e a transmissão desses pulsos para um amplificador de potência, via fotoacoplador. Este amplificador é alimentado por bateria e tem na sua saída os eletrodos de estimulação. Desta forma, o paciente fica isolado da rede elétrica, conforme descrito nos capítulos anteriores.

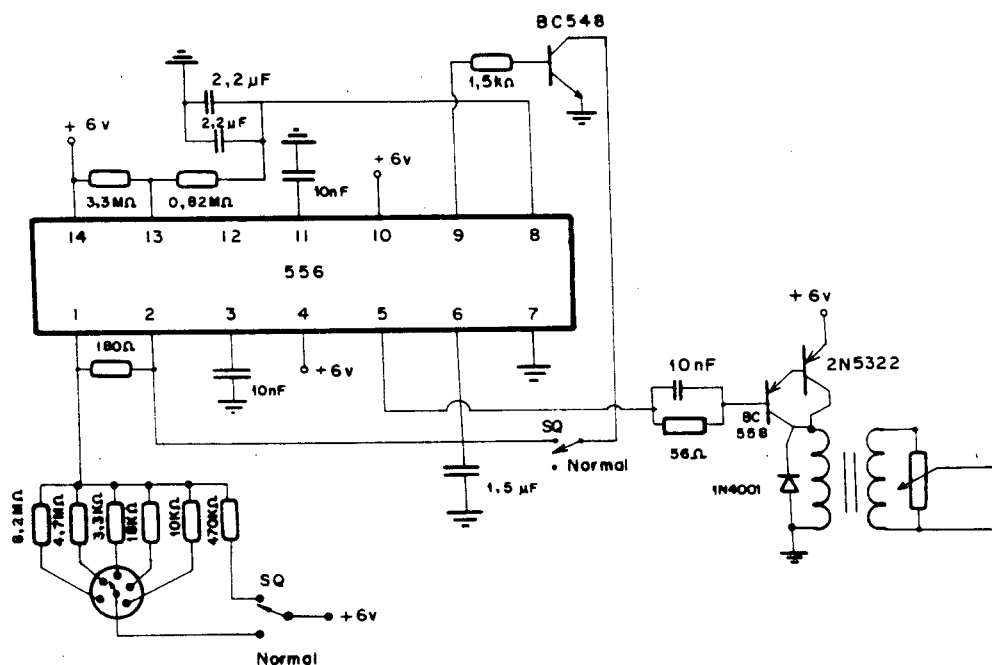


Figura 5.1 - Estimulador de nervos periféricos

Com este estimulador, foram realizados testes de carga, semelhantes aos mostrados em [25]. Foram obtidas as curvas da tensão e da corrente de pico de saída, em função da resistência de carga. Essas curvas são mostradas na Figura 5.2. A carga foi simulada por resistores de carbono de 470 ohms, 1 kohm, 10 kohms, 100 kohms e a vazio. Essa faixa de

resistências comporta a resistência "in vivo" esperada para eletrodos de agulha e superfície.

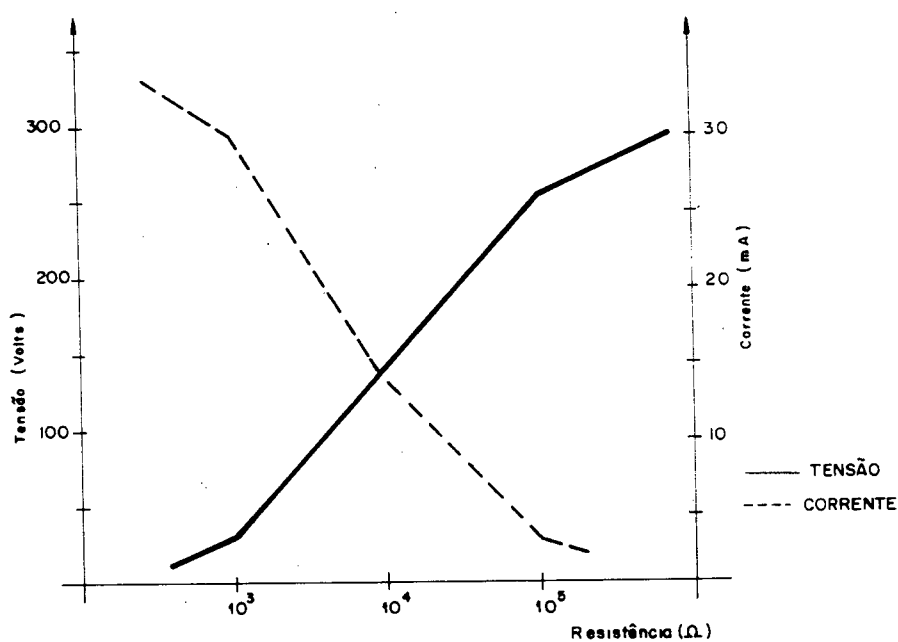


Figura 5.2 - Tensão e corrente de saída do estimulador em função da carga.

A Figura 5.3 mostra a forma de onda do pulso de tensão de saída a vazio (esquerda) e sobre uma carga de 1 kohm (direita).

O estimulador apresenta níveis de tensão e corrente dentro da faixa de outros estimuladores comerciais apresentados em [25] e a forma de onda do pulso de saída a vazio é semelhante a mostrada em [14].

Apenas a estimulação com eletrodos subcutâneos foi testada. O desempenho do estimulador satisfaz plenamente as expectativas do projeto.

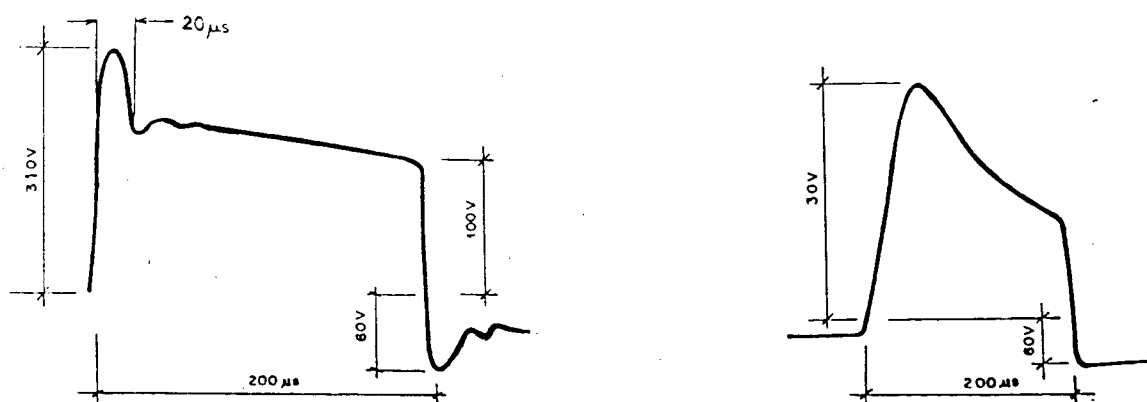


Figura 5.3 - Forma de onda do pulso de saída a vazio (esquerda) e sobre uma carga de 1 kohm (direita).

5.3 - Testes com os Mostradores de Saída

Os testes mostrados a seguir foram realizados com o intuito de verificar a concordância das leituras indicadas na coluna de "leds" em relação as leituras do "display" numérico, e o desempenho de ambos quando se varia suas tensões de referência, conforme ocorre na SQ.

A referência de tensão para realização das medições com o DVM (ICL7107) é a diferença de potencial entre os pinos 35 e 36 deste componente. Esta tensão foi ajustada para 1,000 V, quando se tem 2,55 V (valor da tensão obtido na calibração correspondente à máxima do paciente ao estímulo) na entrada do divisor resistivo ligado aos pinos 35 e 36 (Figura 4.14). Ajustou-se o "trimpot" P2 (Figura 4.14) para que quando a tensão de entrada no divisor resistivo a ele ligado é de 2,55 V o "display" indique 100.

Nas medições com EI a tensão de referência é fixa para todas as medidas colocadas na entrada do DVM. No caso da SQ, a tensão de referência

varia de acordo com o valor da resposta do paciente ao primeiro estímulo. Neste caso, a tensão de entrada é a resposta ao quarto estímulo e a medida apresentada é a relação entre estas respostas. Neste último caso, não havia dados do fabricante que garantissem o desempenho com a tensão de referência variável.

Com a coluna de "leds" (Figura 4.15) a tensão de referência é de 2,55 V para EI e variável para SQ.

Primeiramente, manteve-se a tensão de referência fixa em ambos os mostradores e variou-se a tensão de entrada simulando assim a estimulação isolada. O Quadro 5.1 e a Figura 5.4 mostram os resultados deste teste.

L E I T U R A S			L E I T U R A S		
Entrada	leds	Display	Entrada	leds	Display
(V)	(%)	(%)	(V)	(%)	(%)
0,00	0	00	1,15	45	45
0,11	5	04	1,27	50	50
0,12	5	05	1,28	50	50
0,23	10	09	1,40	55	54
0,25	11	10	1,41	55	55
0,36	15	14	1,53	60	59
0,38	15	15	1,54	60	60
0,49	20	19	1,65	65	64
0,51	20	20	1,66	65	65
0,62	25	24	1,78	70	69
0,64	25	25	1,79	70	70
0,75	30	29	1,91	75	75
0,76	30	30	2,04	80	80
0,88	35	34	2,17	85	85
0,89	35	35	2,30	90	90
1,01	40	39	2,41	95	95
1,02	40	40	2,55	100	99
1,14	45	44	2,56	100	100

Quadro 5.1 - Leitura nos mostradores com tensão de entrada variável e tensão de referência dos mostradores igual a V_{ref} (2,55 V)

Conforme se observa, as medidas do DVM e da coluna de "leds" são concordantes.

Um outro ensaio foi realizado de forma semelhante ao anterior, simulando-se a operação com SQ. Usou-se várias tensões de referência para o DVM e coluna de "leds", verificando-se suas leituras para diversas entradas. Esse teste visava verificar o funcionamento do DVM com referência variável, pois o fabricante não apresentava dados sobre este tipo de aplicação.

O Quadro 5.2, letras a, b, c e d e a Figura 5.5 a, b, c e d apresentam os pontos obtidos com este último ensaio.

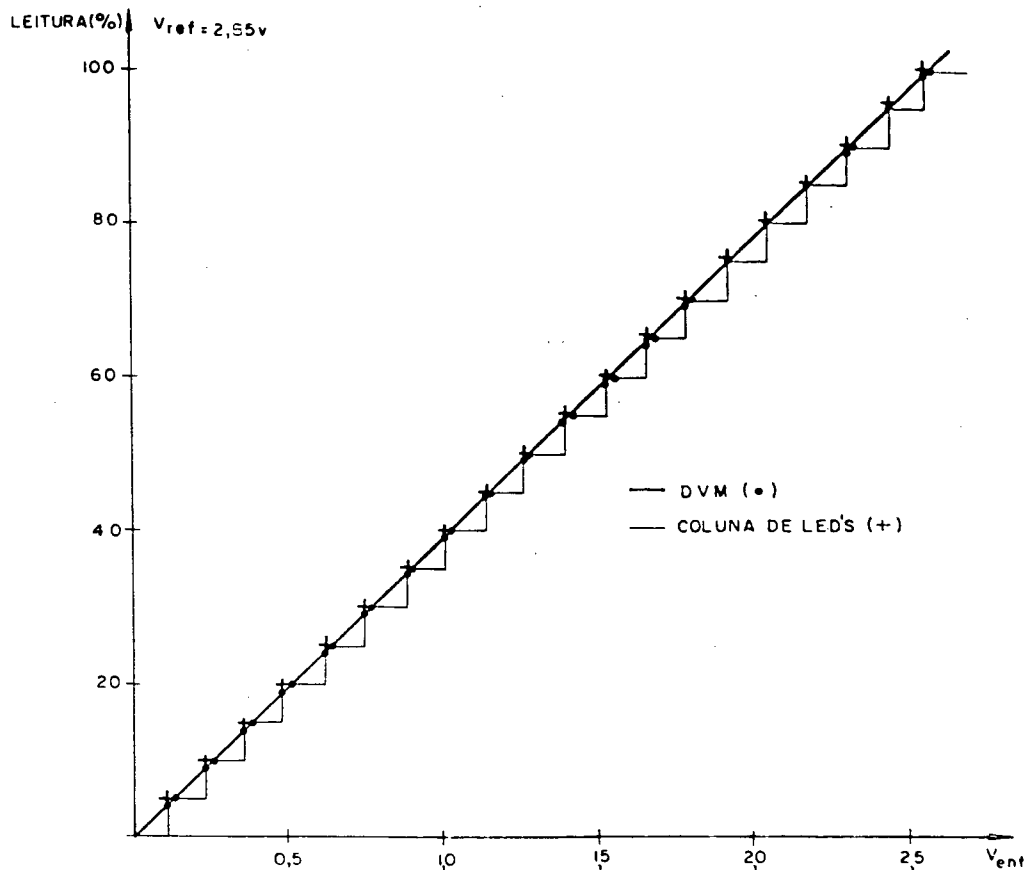


Figura 5.4 - Curva correspondente ao Quadro 5.1

De acordo com os resultados obtidos pode-se concluir que o desempenho dos mostradores com tensão de referência variável é concordante, ou seja, a leitura apresentada corresponde à percentagem da tensão de entrada em relação à referência, para cada caso. Os pequenos desvios encontrados estão associados às pequenas oscilações de tensão das fontes utilizadas (UFSC 401A) em baixas tensões, ao erro associado ao multímetro utilizado (ENGRO MD-820) e possivelmente ao fato do DVM não ter sido projetado (com essa configuração) para operar com tensões de referência entre os pinos 35 e 36 abaixo de 1,000 V.

Cabe observar que não foram realizadas medições com tensões de referência dos mostradores abaixo de 0,5 V pois, quando isto ocorre na SQ, a quarta resposta já está suprimida, sendo, portanto, nula a leitura nos mostradores. A resposta ao primeiro estímulo da SQ se comporta como a resposta à estimulação EI [44]. Quando a resposta do primeiro estímulo está reduzida a cerca de 20% do "controle", a quarta resposta está suprimida (ver Quadro 2.1), indicando saída zero na coluna de leds e no DVM.

L E I T U R A S			L E I T U R A S		
Entrada	leds	Display	Entrada	leds	Display
(V)	(%)	(%)	(V)	(%)	(%)
2,00	100	100	1,50	100	100
1,50	75	75	1,00	65	66
1,00	50	50	0,75	50	50
0,50	25	25	0,50	35	34
0,25	10	13	0,25	15	17
0,10	5	05	0,10	5	07
0,00	0	00	0,00	0	00
(a)			(b)		

Quadro 5.2 - Leitura nos mostradores com tensão de entrada variável e tensão de referência dos mostradores igual a: a) 2,00 V; b) 1,50

(continua)

L E I T U R A S		
Entrada (V)	leds (%)	Display (%)
1,00	100	100
0,80	80	80
0,60	60	60
0,50	50	51
0,40	40	41
0,20	20	21
0,10	10	10
0,05	5	5

(c)

L E I T U R A S		
Entrada (V)	leds (%)	Display (%)
0,50	100	100
0,40	80	81
0,30	60	61
0,25	50	51
0,20	40	41
0,10	20	20
0,05	10	11

(d)

Quadro 5.2 (Continuação) - Leitura nos mostradores com tensão de entrada variável e tensão de referência dos mostradores igual a:

c) 1,00 V e d) 0,50

5.4 - Ensaio de Histerese do Sistema de Medição

Este teste foi realizado com o objetivo de se verificar a repetibilidade do sistema de medição.

Fixou-se o transdutor pela extremidade normalmente presa ao pulso do paciente a uma base adequada, conforme mostra a Figura 5.6. O outro extremo permaneceu livre para flexão. Através de um pino metálico P (Figura 5.6), mantinha-se a lâmina flexionada com deslocamentos pré-estabelecidos, onde eram feitas as medidas necessárias ao teste. Partia-se da posição zero, flexionava-se por passos a lâmina até a posição final. Retornava-se pelos mesmos passos a posição inicial e repetia-se o ciclo.

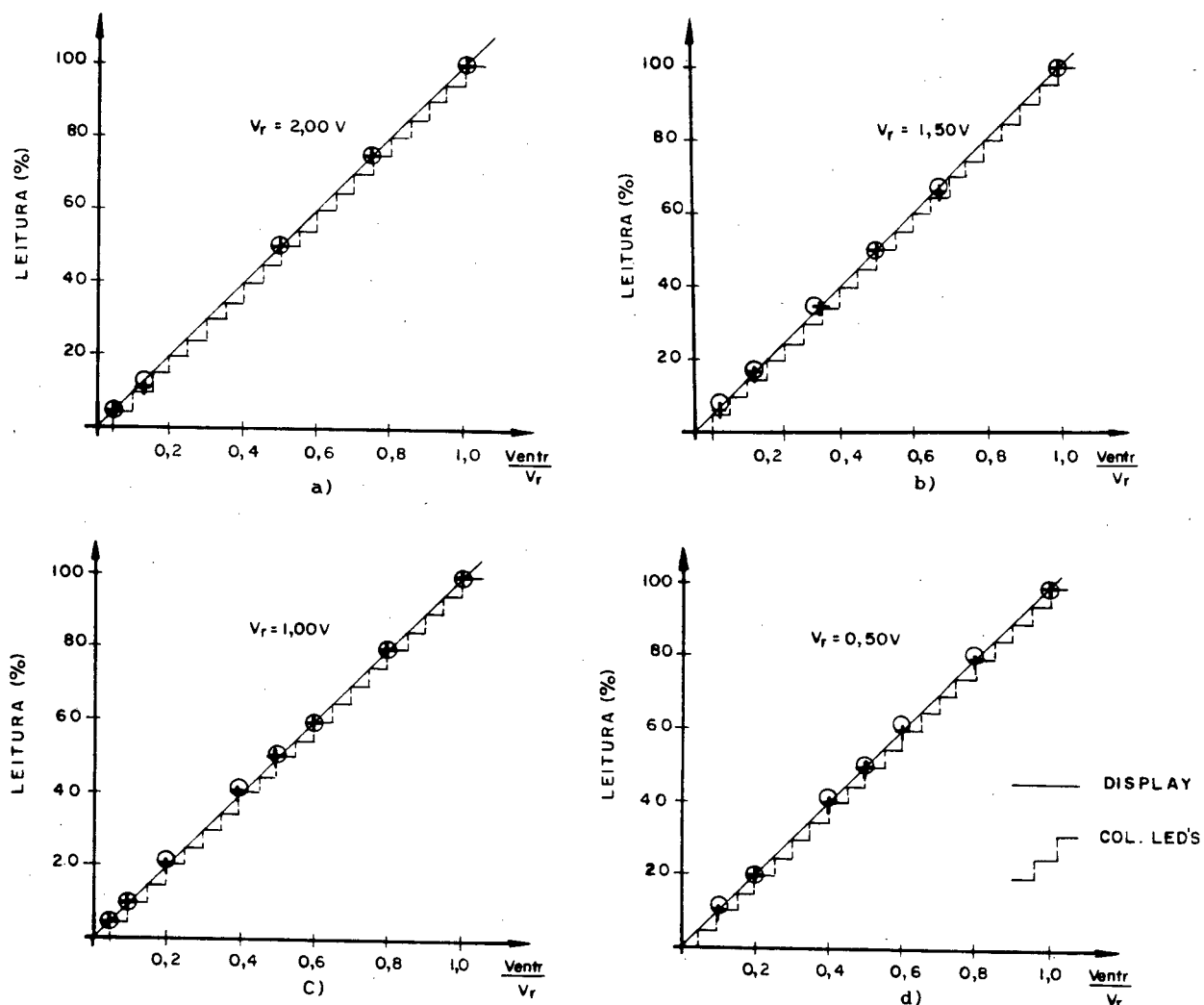


Figura 5.5 - Curvas correspondentes ao Quadro 5.2, letras a, b, c e d, respectivamente

Foi medida a tensão de saída do filtro passa-baixas (ver Figura 4.5) e lido o valor indicado no "display". O levantamento foi feito para vários ganhos do amplificador de instrumentação, de forma a se obter

informações sobre seu desempenho em ganhos baixos, médios e altos. Para isto, fez-se as medidas com ganhos referentes as seguintes posições (aproximadas) do botão de calibração: 0,0; 5,0; 9,0 e 10,0. Os resultados estão apresentados no Quadro 5.3, letras a; b, c e d, respectivamente. Nesse quadro, as setas ao lado do número do ciclo correspondem ao sentido em que as medidas foram feitas (ida e volta); a indicação "Filtro" corresponde a tensão de saída do filtro passa-baixas em volts e a indicação "Display" ao valor numérico percentual apresentado no "display". A deflexão da lâmina é dada em milímetros.

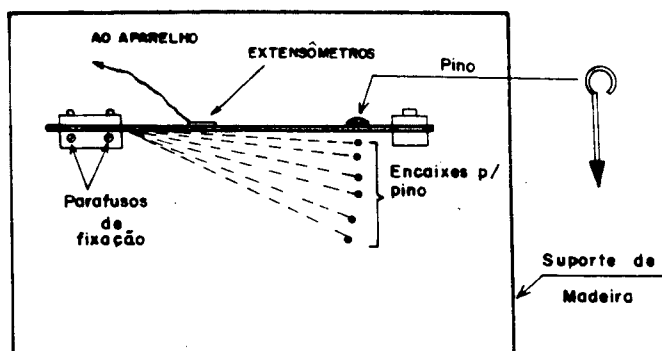


Figura 5.6 - Esquema do ensaio de histerese

No Quadro 5.3a, correspondente ao ganho mínimo, percebe-se que a histerese praticamente não ocorre. O maior desvio verificado é entre as medidas assinaladas em negrito e corresponde a 40 mV para a saída do filtro e 2 % para a saída do monitor. No Quadro 5.3b, para o botão de calibração na posição 5,0, o maior desvio verificado para a saída do filtro foi de 30 mV e 2 % para o monitor, correspondendo as medidas assinaladas. No Quadro 5.3c, com o botão de calibração na posição 9,0, tem-se o máximo desvio para a saída do filtro igual a 90 mV e 4 % para o monitor, correspondendo as medidas assinaladas. E no quadro 5.3d, com o botão de calibração na posição 10,0,

tem-se o máximo desvio para a saída do filtro igual a 100 mV e 3 % para o monitor, nas medidas assinaladas em **negrito**.

ciclo	deflexão	0,0	6,0	11,0	16,5	21,5	27,0	32,0	37,0
1.º →	Filtro	0,00	0,17	0,39	0,59	0,80	1,01	1,24	1,49
	Display	0	6	15	23	31	40	49	58
1.º ←	Filtro	-0,01	0,16	0,37	0,59	0,79	1,00	1,24	1,46
	Display	0	6	14	23	31	39	49	57
2.º →	Filtro	-0,01	0,17	0,38	0,59	0,80	1,02	1,27	1,47
	Display	0	6	15	23	31	40	50	58
2.º ←	Filtro	-0,03	0,16	0,37	0,58	0,79	1,01	1,23	1,47
	Display	0	6	15	23	31	40	48	58

Quadro 5.3a - Ensaio de histerese. Posição do indicador = 0,0 (ganho mínimo)

ciclo	deflexão	0,0	6,0	11,0	16,5	21,5	27,0	32,0	37,0
1.º →	Filtro	0,00	0,31	0,66	1,01	1,35	1,71	2,09	2,45
	Display	0	12	26	39	53	67	82	96
1.º ←	Filtro	-0,02	0,30	0,63	0,99	1,33	1,69	2,07	2,46
	Display	0	11	25	39	52	66	81	96
2.º →	Filtro	-0,02	0,31	0,66	1,01	1,34	1,71	2,10	2,43
	Display	0	12	26	39	53	67	83	96
2.º ←	Filtro	-0,02	0,28	0,65	0,99	1,33	1,69	2,09	2,43
	Display	0	11	25	39	52	67	82	96

Quadro 5.3b - Ensaio de histerese. Posição do indicador: 5,0.

ciclo	deflexão	0,0	6,0	11,0	16,5	21,5	27,0	32,0	37,0
1.º →	Filtro	0,00	0,89	1,85	2,86	3,79	4,75	5,84	
	Display	0	35	73	113	149	189	-	
1.º ←	Filtro	0,02	0,83	1,85	2,79	3,73	4,74	5,84	
	Display	0	33	73	110	147	187	-	
2.º →	Filtro	0,02	0,85	1,84	2,80	3,75	4,74	5,84	
	Display	0	33	72	110	148	187	-	
2.º ←	Filtro	0,01	0,83	1,80	2,77	3,73	4,74	5,83	
	Display	0	32	71	109	147	187	-	

Quadro 5.3c - Ensaio de histerese. Posição do indicador = 9,0.

ciclo	deflexão	0,0	6,0	11,0	16,5	21,5	27,0	32,0	37,0
1.º →	Filtro	-0,01	1,62	3,46	5,36				
	Display	0	64	136					
1.º ←	Filtro	-0,09	1,55	3,40	5,36				
	Display	0	61	134					
2.º →	Filtro	-0,07	1,57	3,49	5,30				
	Display	0	61	137					
2.º ←	Filtro	-0,11	1,55	3,42	5,30				
	Display	0	61	135					

Quadro 5.3d - Ensaio de histerese. Posição do indicador = 10,0.

Como já era esperado, os desvios tendem a aumentar com o aumento do ganho, pois o sistema torna-se mais sensível. Pequenas variações

no posicionamento do pino metálico que não eram percebidas em ganhos mais baixos, são evidenciadas. Um outro fator é o erro de medição do multímetro digital utilizado (ENGRO MD-820) que é de + 1 LSB (bit menos significativo) + 0,1 % do sinal de entrada [46], correspondendo a um erro absoluto máximo de 30 mV para um fundo de escala de 20 V, que justifica parte dos desvios encontrados.

Verifica-se que não houve um aumento (ou diminuição) sistemática dos desvios, isto é, não ocorre um aumento dos desvios com a sequência das medidas, o que caracterizaria a histerese. Os desvios apresentados estão em medidas não correlacionadas e principalmente próximos à deflexão zero, certamente devido ao fato de que nessa posição o transdutor não pressionava o pino de ajuste.

Pode-se afirmar, portanto, que para a faixa de deflexões em que o transdutor opera a histerese é praticamente inexistente.

5.5 - Testes Realizados em Sala de Cirurgia

O monitor da transmissão neuromuscular foi utilizado em sete pacientes submetidos a cirurgias com anestesia geral. Em todas elas foram administrados os bloqueadores neuromusculares succinilcolina (despolarizante) e brometo de pancurônio (adespolarizante) e, para a reversão do bloqueio, a neostigmina. A primeira, de ação curta, é usada para facilitar a intubação traqueal. As medidas para a obtenção do controle foram realizadas, na maior parte dos casos, após terminado o efeito da succinilcolina e antes da administração do brometo de pancurônio.

Na falta de um outro instrumento calibrado (transdutor de força, eletromiógrafo ou outro monitor neuromuscular) que servisse de padrão

de medida para comparação com o novo aparelho, usou-se um registrador gráfico (HP-7004B-XY-Recorder) que foi ligado a saída do filtro passa-baixas. Foram feitos registros do "controle" (amplitude inicial) e das respostas a cada estímulo, nos EI. Na SQ, registrou-se as amplitudes das respostas aos quatro estímulos. A partir desses registros, obteve-se a relação entre a resposta a cada estímulo e o "controle" (EI) ou entre a quarta e a primeira respostas (SQ). As medidas obtidas no registrador foram tomadas como referência, ou seja, variável independente X, e as correspondentes medidas no monitor como a variável dependente Y.

Realizou-se uma análise exploratória dos dados assim obtidos, pois tornava-se comprometedor associar tais dados a um modelo estatístico conhecido, uma vez que não foram estabelecidos critérios estatísticos rígidos na realização das medidas. Tal análise consistiu em colocar os pontos obtidos em um gráfico $Y(X)$. Foi obtido um gráfico para cada caso (cirurgia) e um outro onde se agrupou todos os casos registrados. Isto foi feito separadamente para EI e SQ. Posteriormente, foi calculada e traçada a reta dos mínimos quadrados (Equação A.2.1) e foi calculado o coeficiente de correlação r (Equação A.2.4) [47], conforme mostrado a seguir:

A reta dos mínimos quadrados é calculada de forma que os pontos experimentais fiquem com um mínimo desvio em relação a ela e o coeficiente de correlação (r) indica como X e Y estão relacionados (relacionamento linear). O coeficiente de correlação varia entre -1 e +1 e esses extremos indicam que as variáveis estão perfeitamente relacionadas. Quanto maior a dispersão dos pontos mais próximo a zero está r [48].

Num caso ideal, as retas traçadas seriam da forma $Y(X) = X$, ou seja, coeficiente angular unitário e coeficiente linear nulo. Assim, a medida do monitor seria igual a registrada. Porém, devido a vários fatores que serão

comentados posteriormente, essa condição não foi satisfeita. Para se estimar o erro associado a cada medida realizada, verificou-se a frequência dos desvios. Tomando-se para cada medida a diferença ($X - Y$) e verificando-se o número de repetições dessa diferença (desvio) obteve-se o diagrama de frequência ou histograma dos desvios. O histograma permite verificar a forma de distribuição dos desvios e compará-las com formas de distribuição de probabilidade conhecidas [49]. O histograma, a reta dos mínimos quadrados e o coeficiente de correlação foram obtidos pelo uso do programa MINITAB [50], para análise estatística, implantado na biblioteca do computador IBM4341 (UFSC).

As medidas realizadas em pacientes submetidos a cirurgias são apresentadas a seguir. Inicialmente são mostrados os resultados de quatro casos de estimulação isolada e a seguir, os resultados de sete casos de estimulação por SQ, onde os quatro primeiros, na ordem, se referem as mesmas cirurgias onde foram obtidos os casos de estimulação isolada. Nos registros apresentados, o número abaixo do registro (na horizontal) indica a medida apresentada no "display" e o número acima (na vertical), a relação entre as alturas do controle e do estímulo (EI) ou do quarto e primeiro estímulo (SQ).

As Figuras 5.7 a 5.10 mostram os registros obtidos relativos as medidas realizadas com estimulação isolada, a reta dos mínimos quadrados para os pontos correspondentes e o respectivo histograma dos desvios.

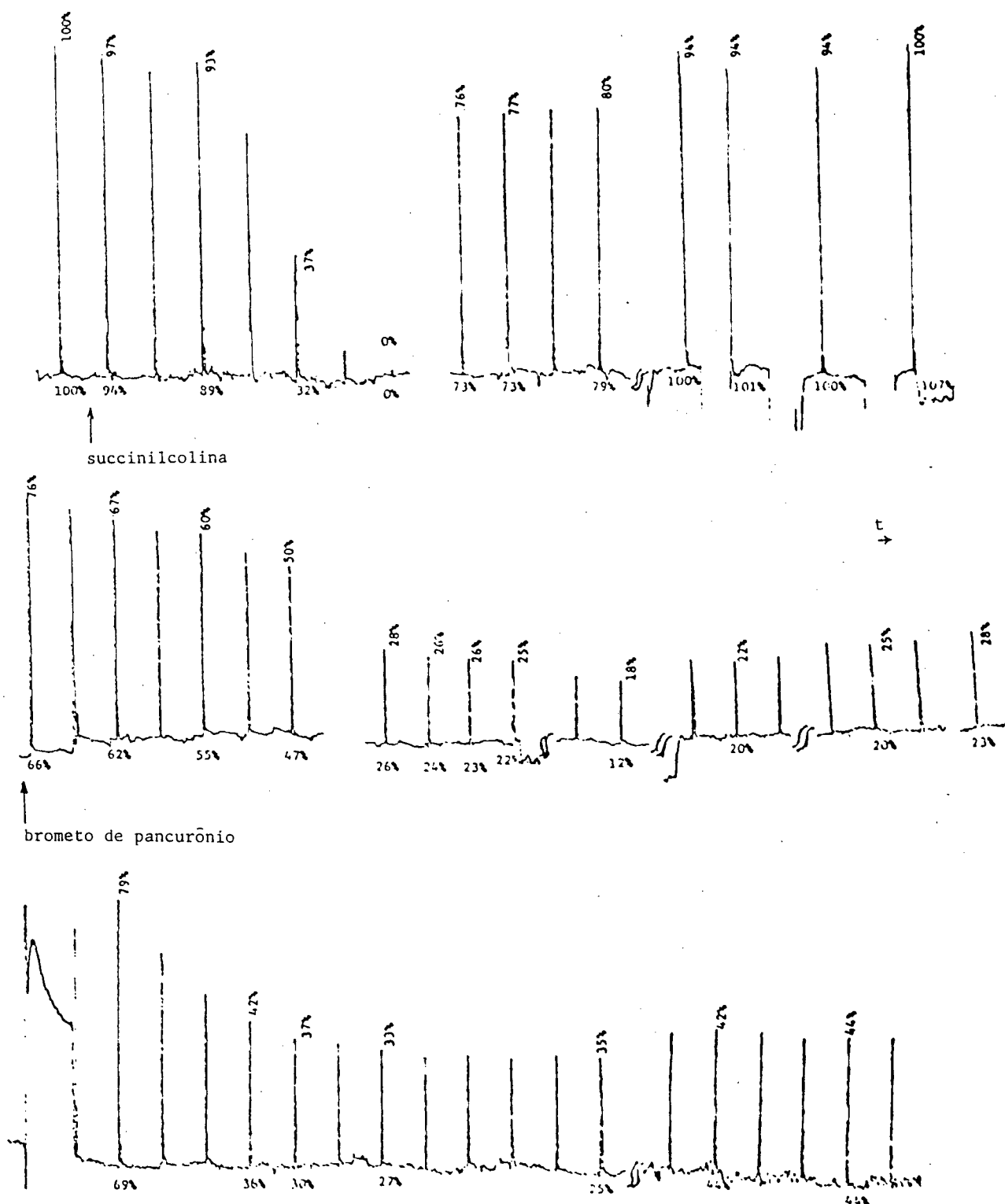


Figura 5.7 - a) Registros com EI na 1ª cirurgia

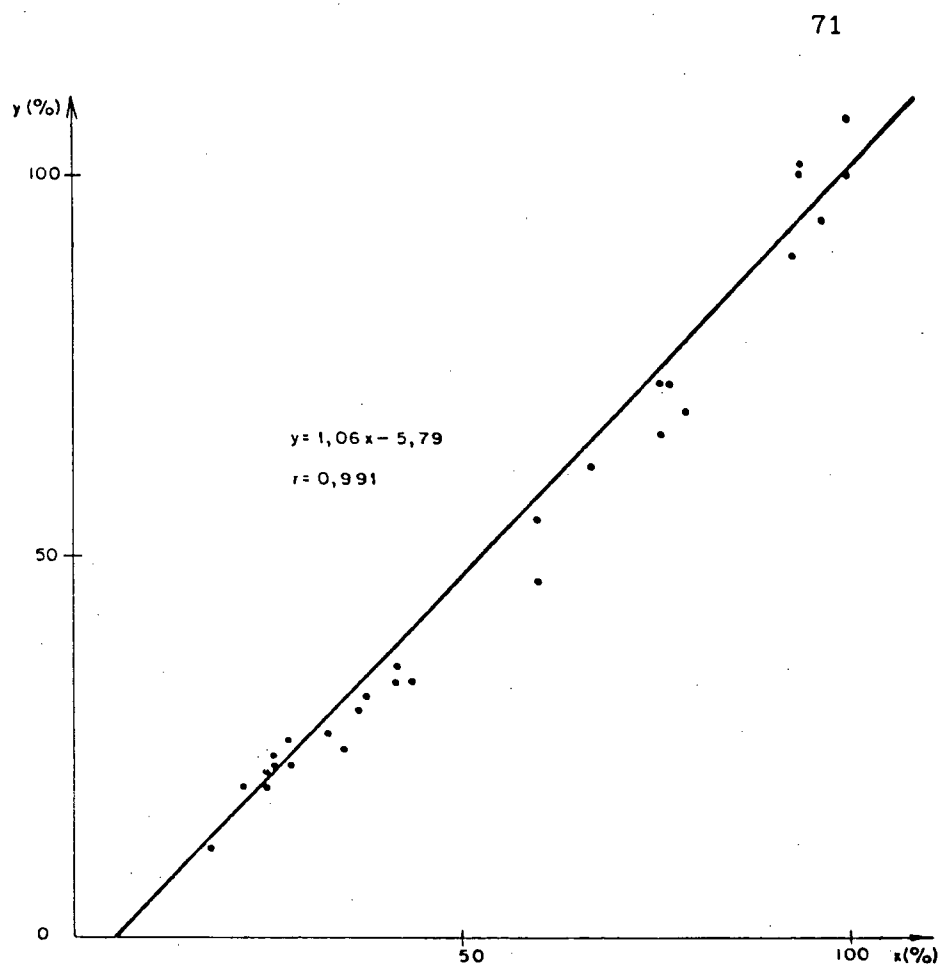


Figura 5.7 - b) Reta dos mínimos quadrados (1.^a cirurgia)

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-10.	1	***
-9.	0	
-8.	0	
-7.	1	*
-6.	3	***
-5.	5	*****
-4.	2	**
-3.	5	*****
-2.	1	***
-1.	1	*
0.	3	***
1.	0	
2.	1	*
3.	0	
4.	0	
5.	0	
6.	2	**
7.	2	**

Figura 5.7 - c) Histograma dos desvios (1.^a cirurgia)

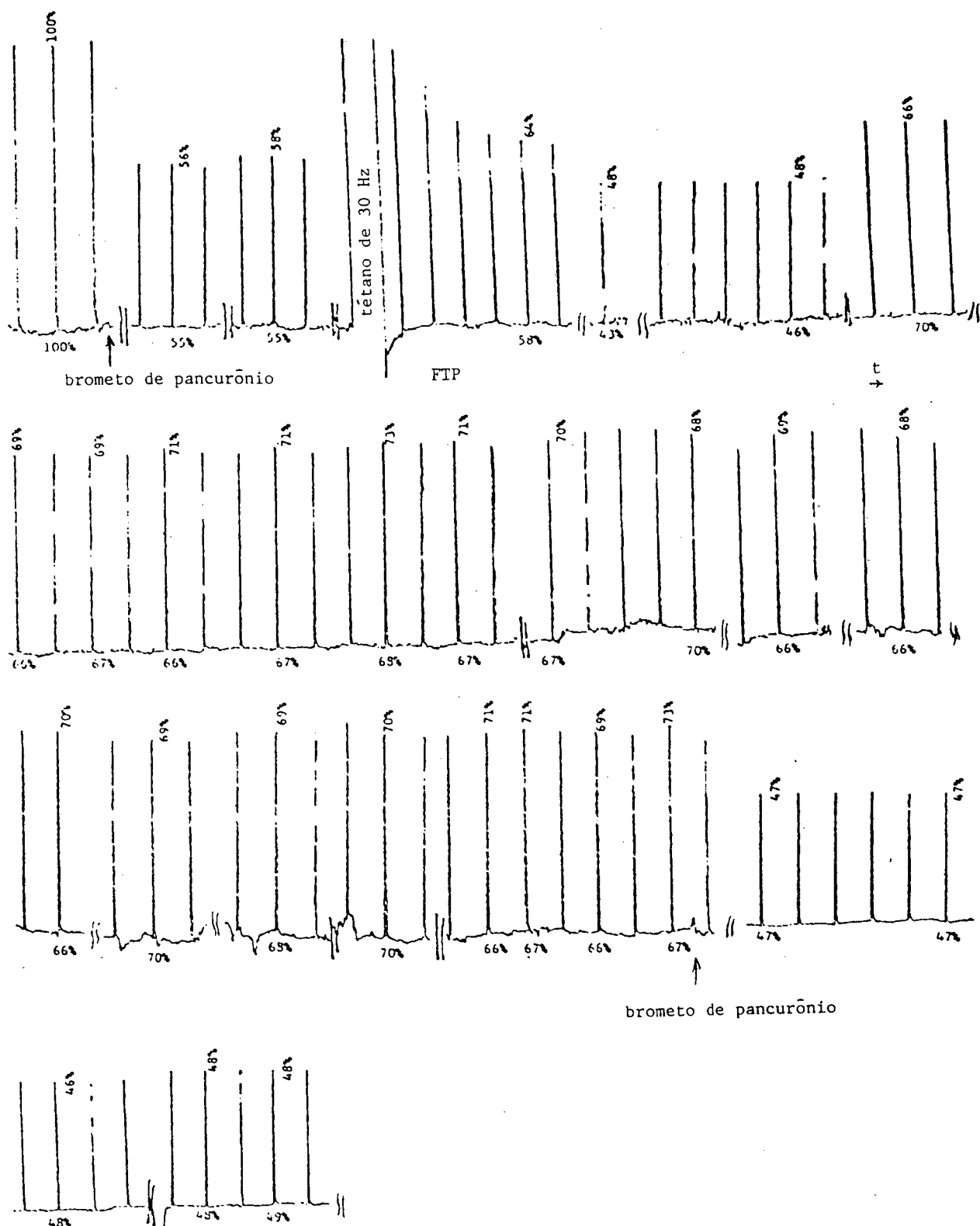


Figura 5.8 - a) Registros com EI na 2.^a cirurgia (continua)

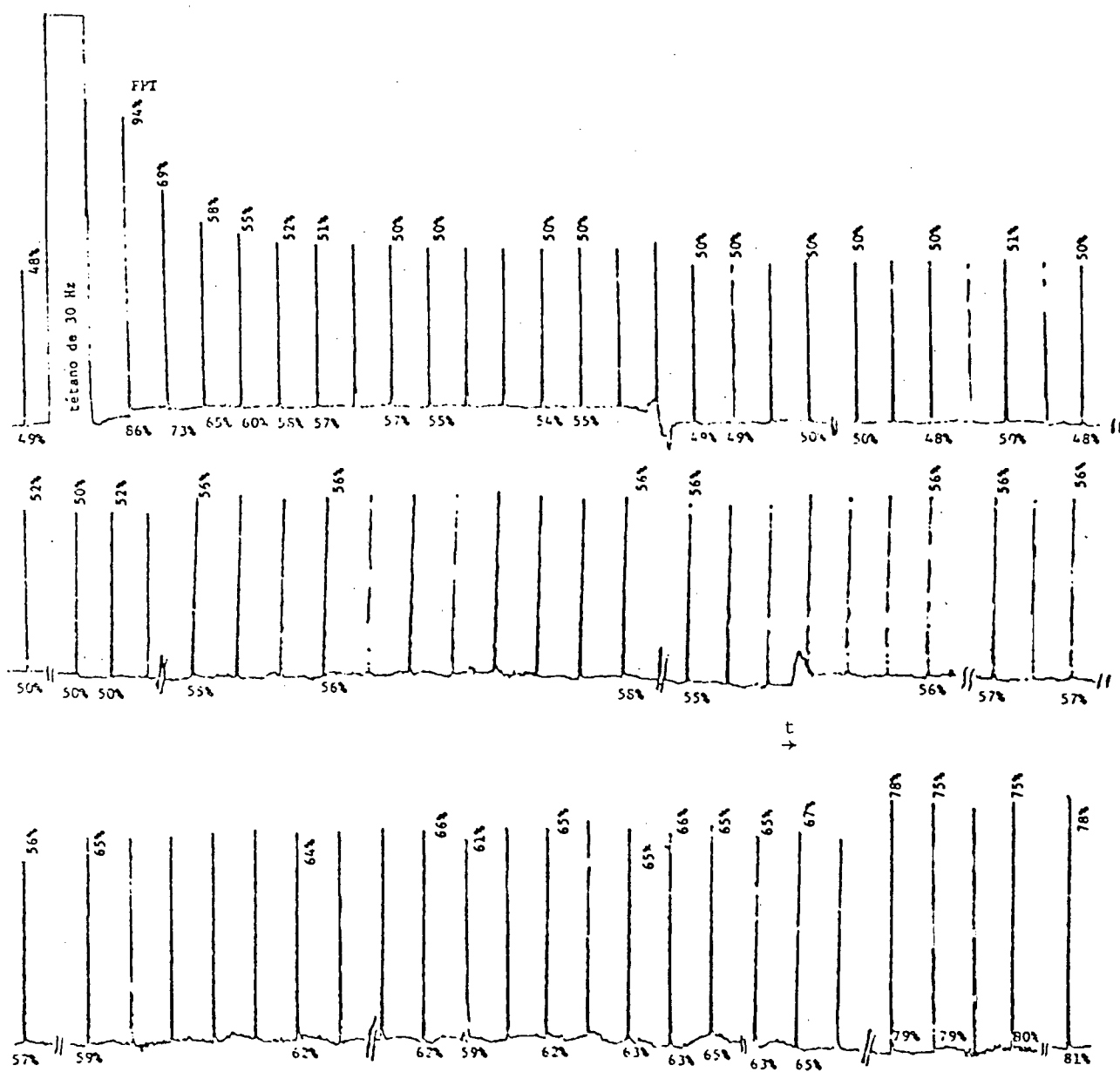


Figura 5.8 - a) (continuação) registros com EI na 2.^a cirurgia;

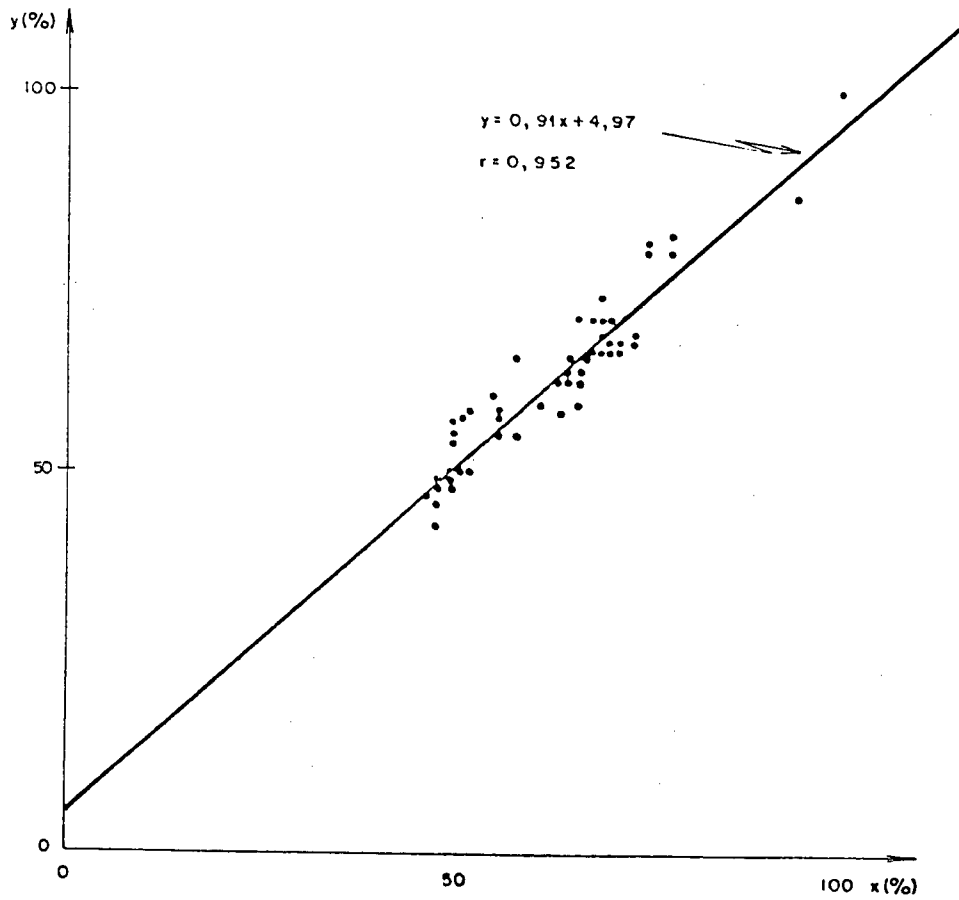


Figura 5.8 - b) Reta dos mínimos quadrados (2.^a cirurgia)

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-8.	1	*
-7.	0	
-6.	3	***
-5.	3	***
-4.	5	*****
-3.	7	*****
-2.	12	*****
-1.	7	*****
0.	11	*****
1.	6	*****
2.	3	***
3.	1	*
4.	4	****
5.	3	***
6.	2	**
7.	2	**

Figura 5.8 - c) Histograma dos desvios (2.^a cirurgia)

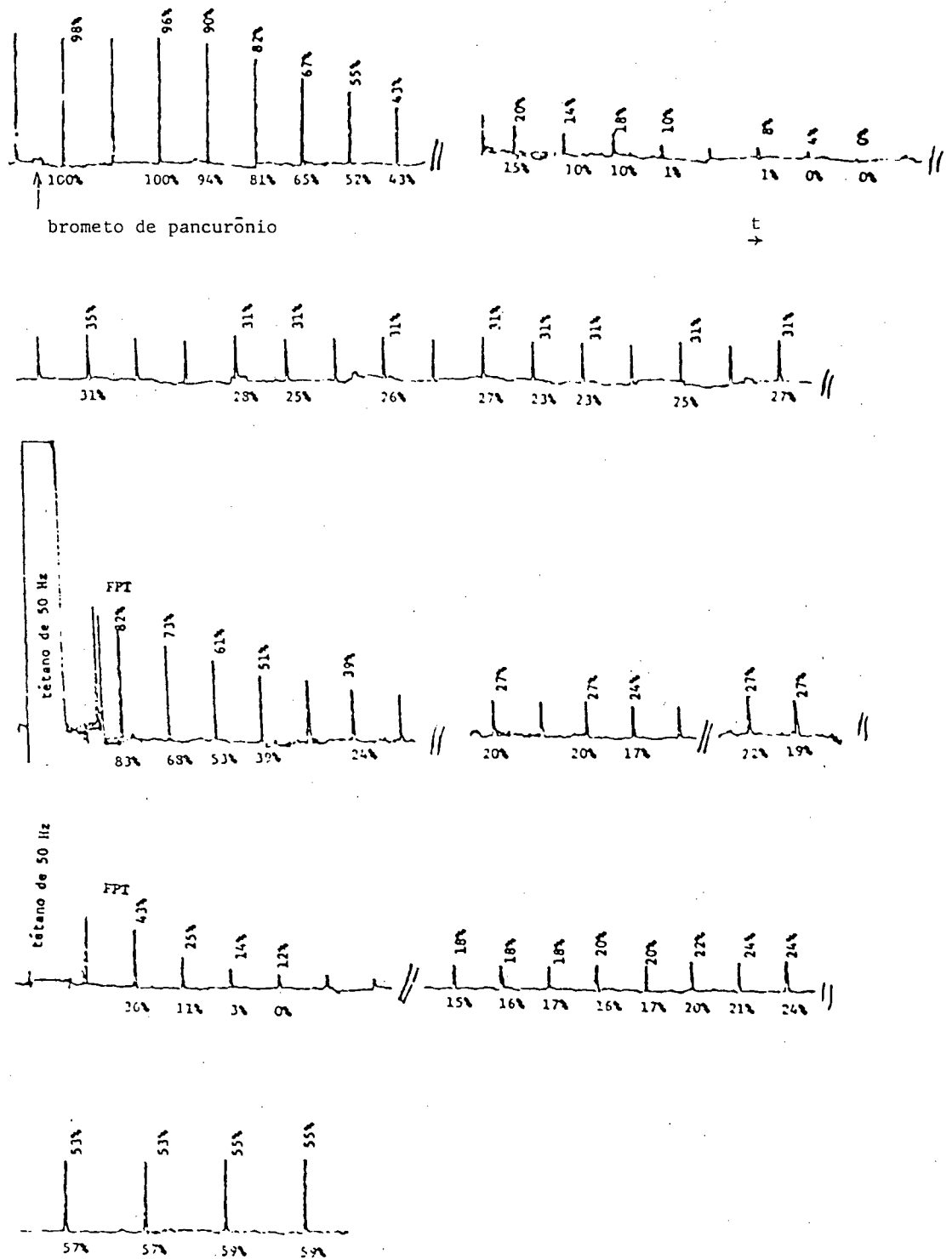


Figura 5.9 - a) Registros com EI na 3.^a cirurgia

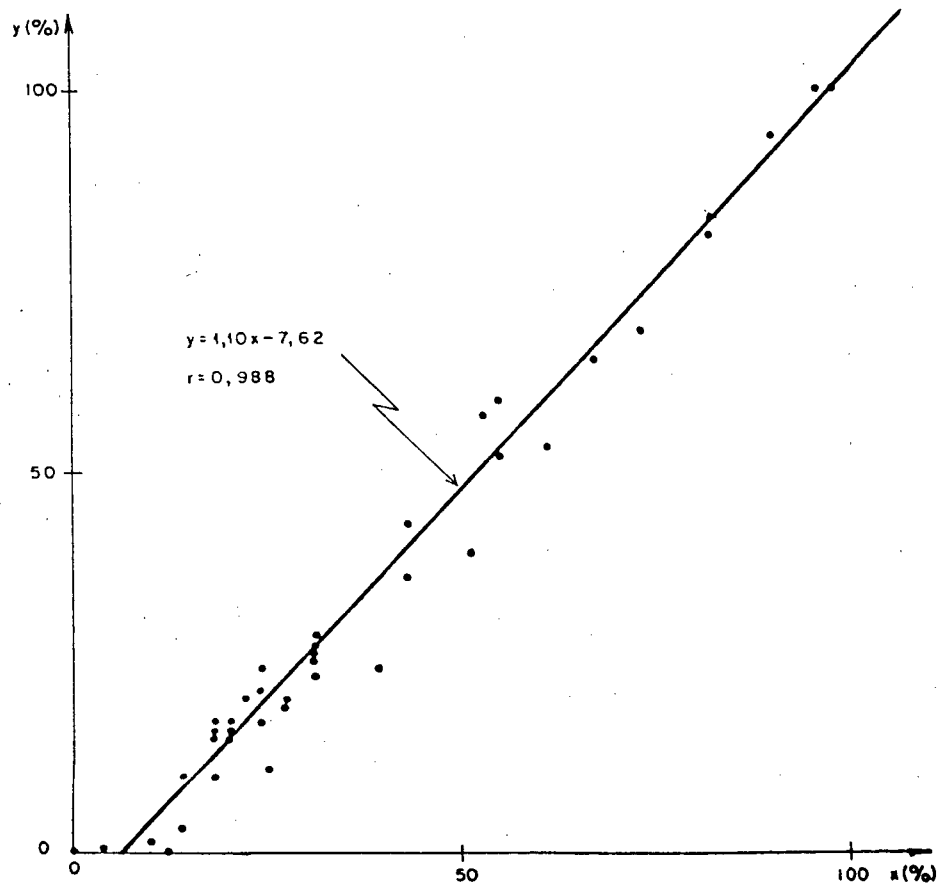


Figura 5.9 - b) Reta dos mínimos quadrados (3.^a cirurgia)

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-15.	1	*
-14.	1	*
-13.	0	
-12.	2	**
-11.	1	*
-10.	0	
-9.	1	*
-8.	4	****
-7.	5	*****
-6.	2	**
-5.	4	****
-4.	6	*****
-3.	6	*****
-2.	3	**
-1.	2	**
0.	3	**
1.	1	*
2.	2	**
3.	0	
4.	5	*****

Figura 5.9 - c) Histograma dos desvios (3.^a cirurgia)

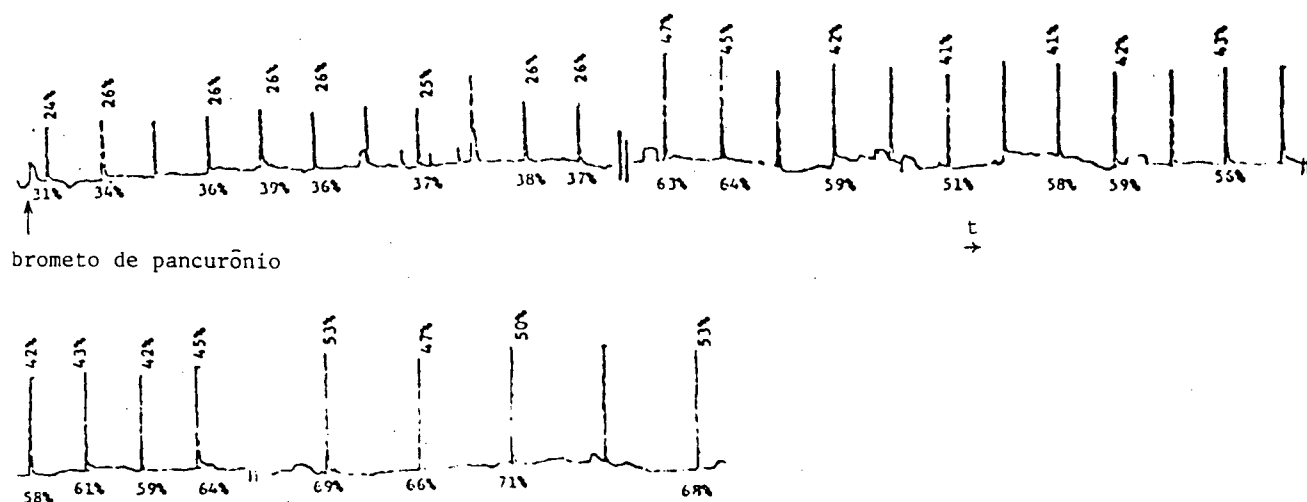


Figura 5.10 - a) Registros com EI na 4.^a cirurgia

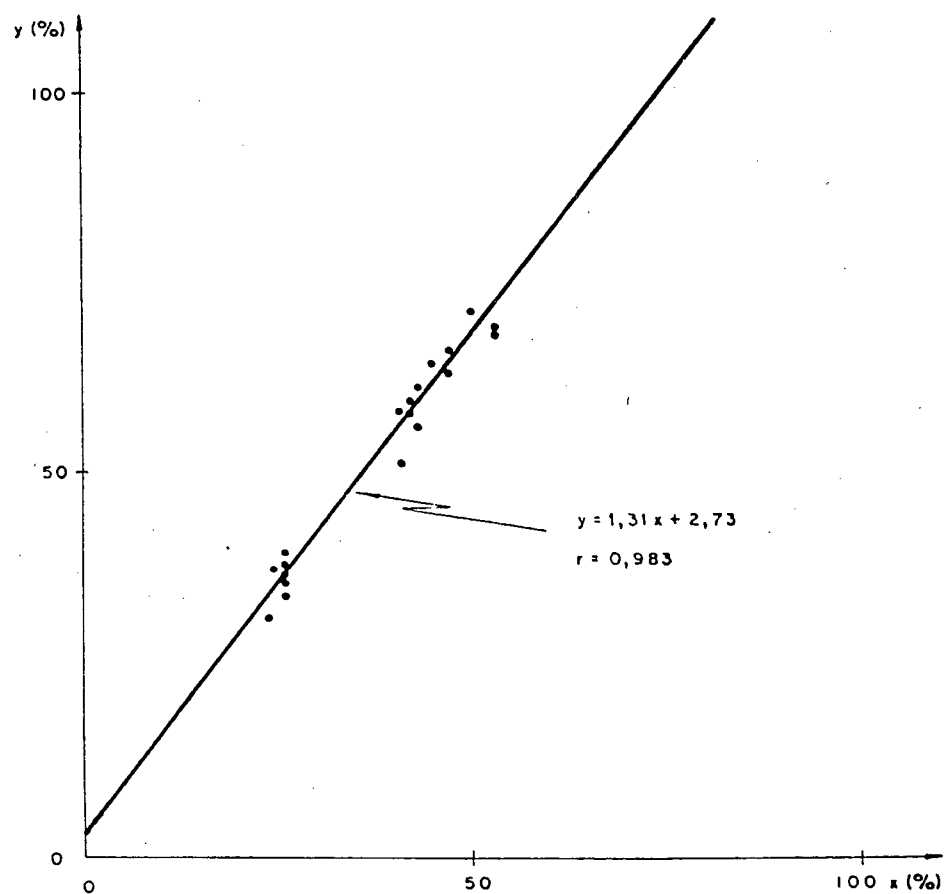


Figura 5.10 - b) Reta dos mínimos quadrados (4.^a cirurgia)

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
7.	1	*
8.	1	*
9.	0	
10.	3	***
11.	1	*
12.	2	**
13.	2	**
14.	0	
15.	1	*
16.	3	***
17.	4	****
18.	1	*
19.	3	**
20.	0	
21.	1	*

Figura 5.10 - c) Histograma dos desvios (4.^a cirurgia)

Cabe observar que as escalas utilizadas (vertical e horizontal) nos registros variaram de cirurgia para cirurgia, o que não vem a ter importância, pois as referências para as medições são tomadas em cada cirurgia, antes das realizações das medidas.

Nos casos apresentados de estimulação isolada, os maiores desvios encontrados bem como do coeficiente angular, estão no caso correspondente a Figura 5.10. Este erro está associado ao fato da variação do ponto de equilíbrio da ponte de Wheatstone, por motivos que serão apresentados posteriormente.

As Figuras 5.11 a 5.17 mostram os registros obtidos relativos as medidas realizadas com a SQ, a reta dos mínimos quadrados para os pontos correspondentes e o respectivo histograma.

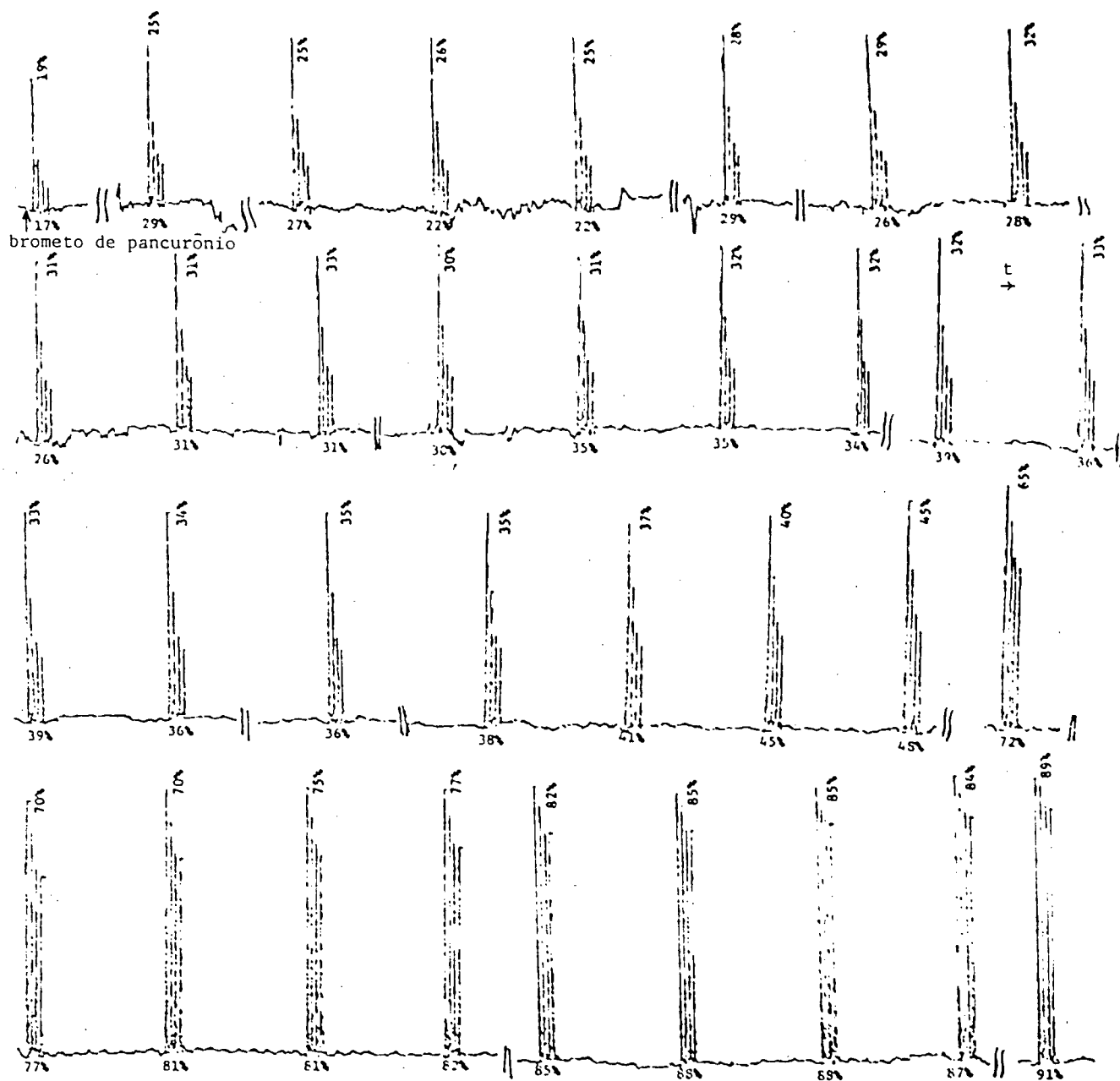


Figura 5.11 - a) Registros com SQ na 1ª cirurgia

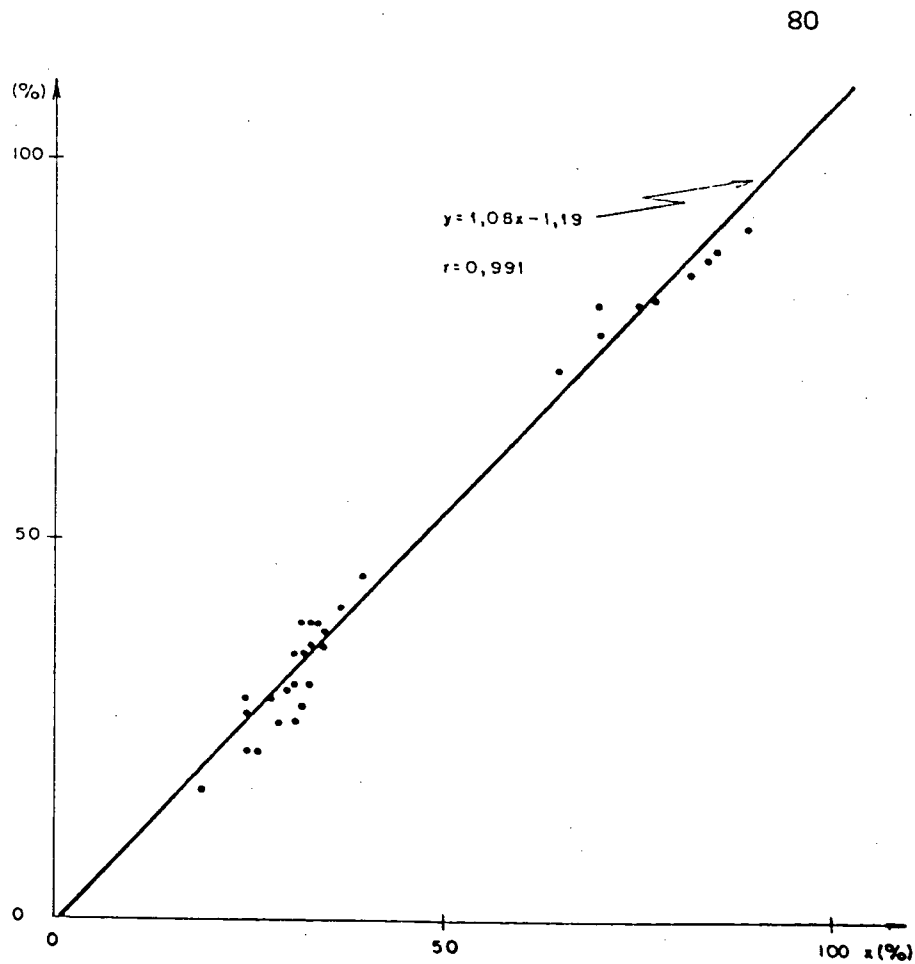
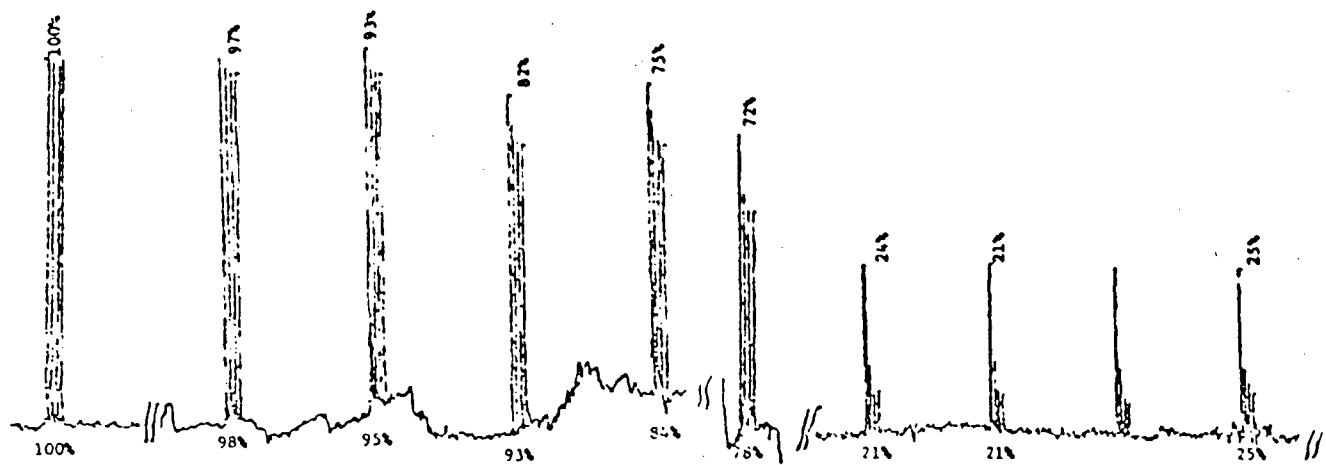


Figura 5.11 - b) Reta dos mínimos quadrados (1.^a cirurgia)

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-5.	1	*
-4.	2	**
-3.	2	**
-2.	2	**
-1.	0	
0.	2	**
1.	2	**
2.	4	****
3.	6	*****
4.	3	***
5.	2	**
6.	2	**
7.	3	***
8.	0	
9.	0	
10.	0	
11.	1	*

Figura 5.11 - c) Histograma dos desvios (1.^a cirurgia)



brometo de pancurônio

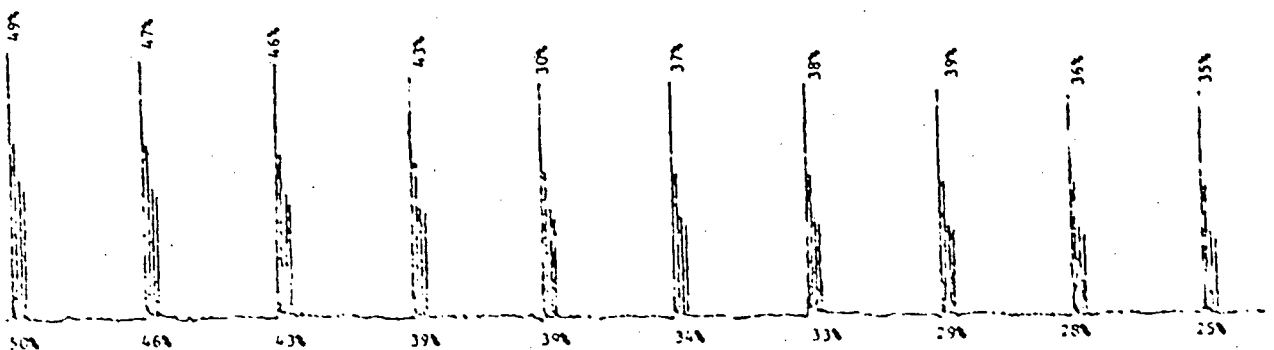
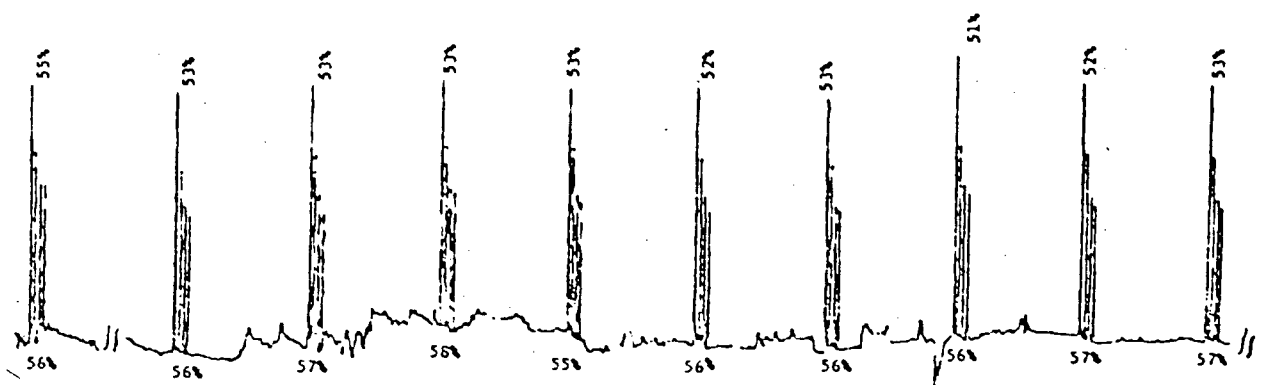
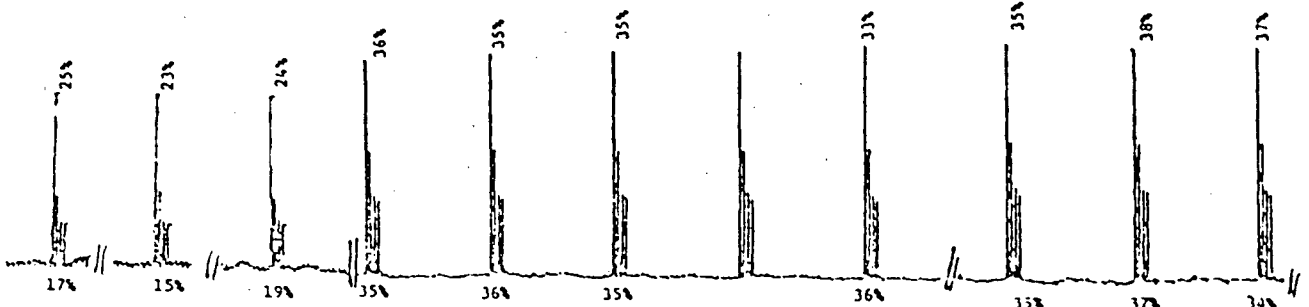


Figura 5.12 - a) Registros com SQ na 2.ª cirurgia (continua)

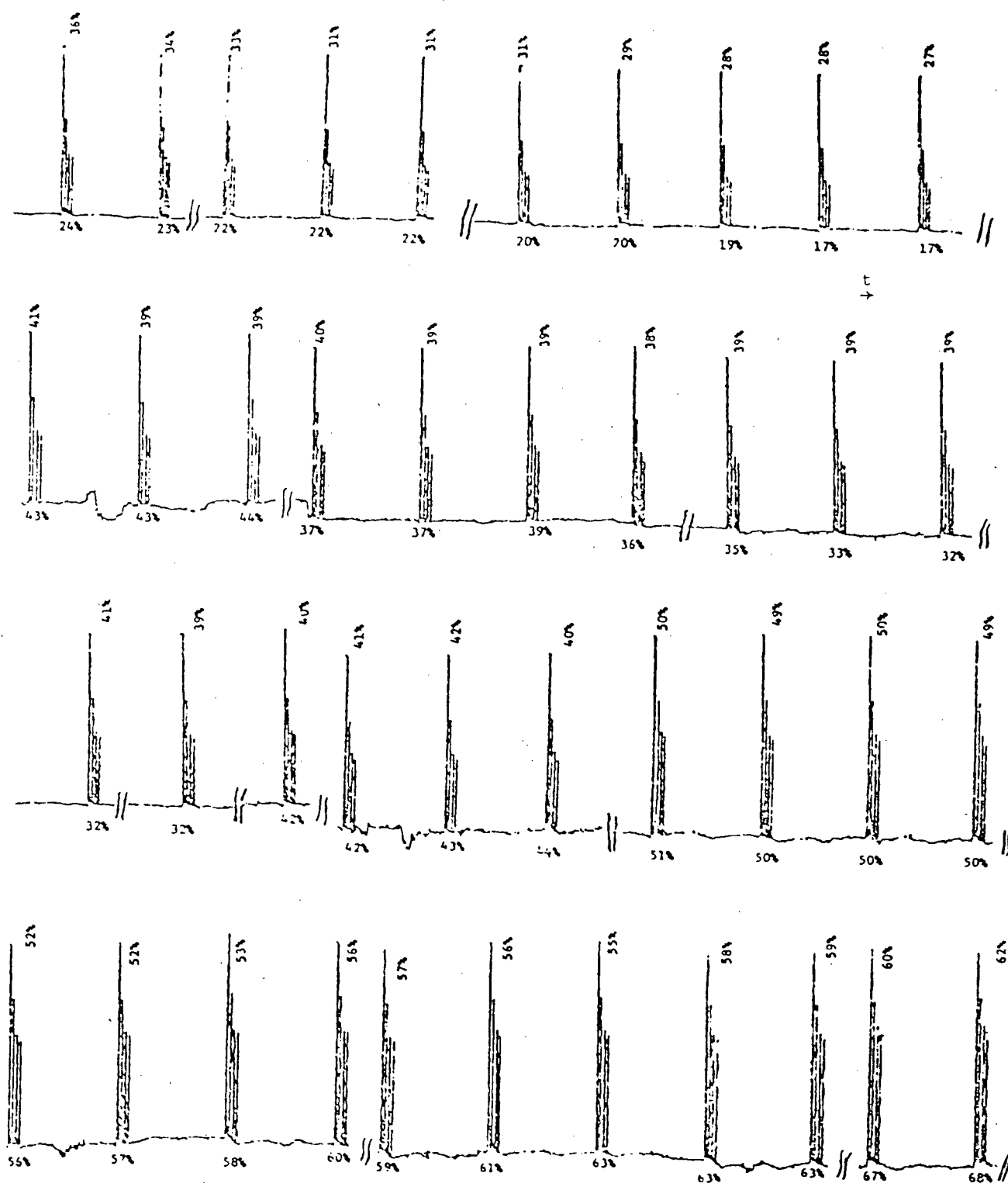


Figura 5.12 - a) (continuação) registros com SQ
na 2.^a cirurgia (continua)

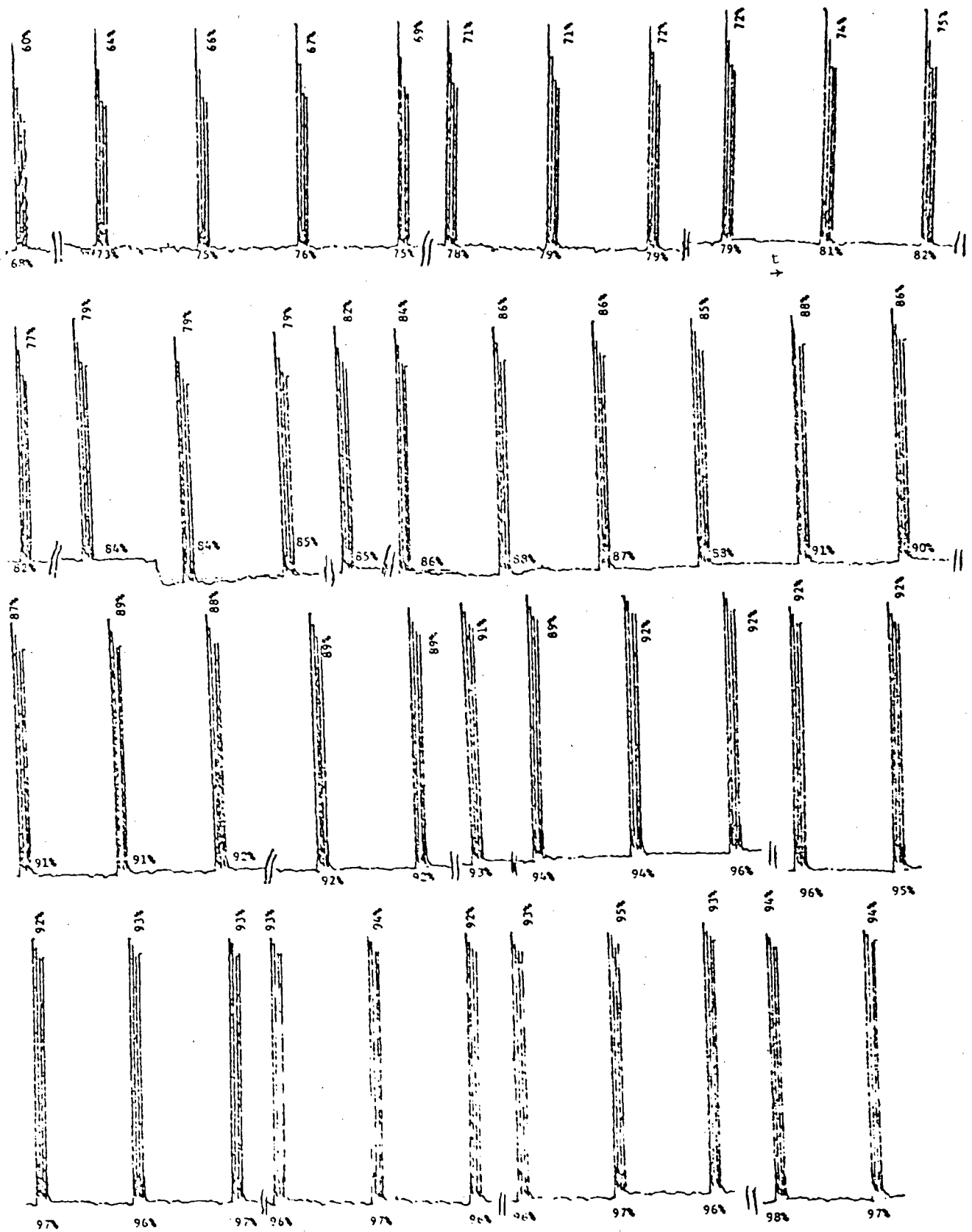


Figura 5.12 - a) (continuação) Registros com SQ na 2.^a cirurgia

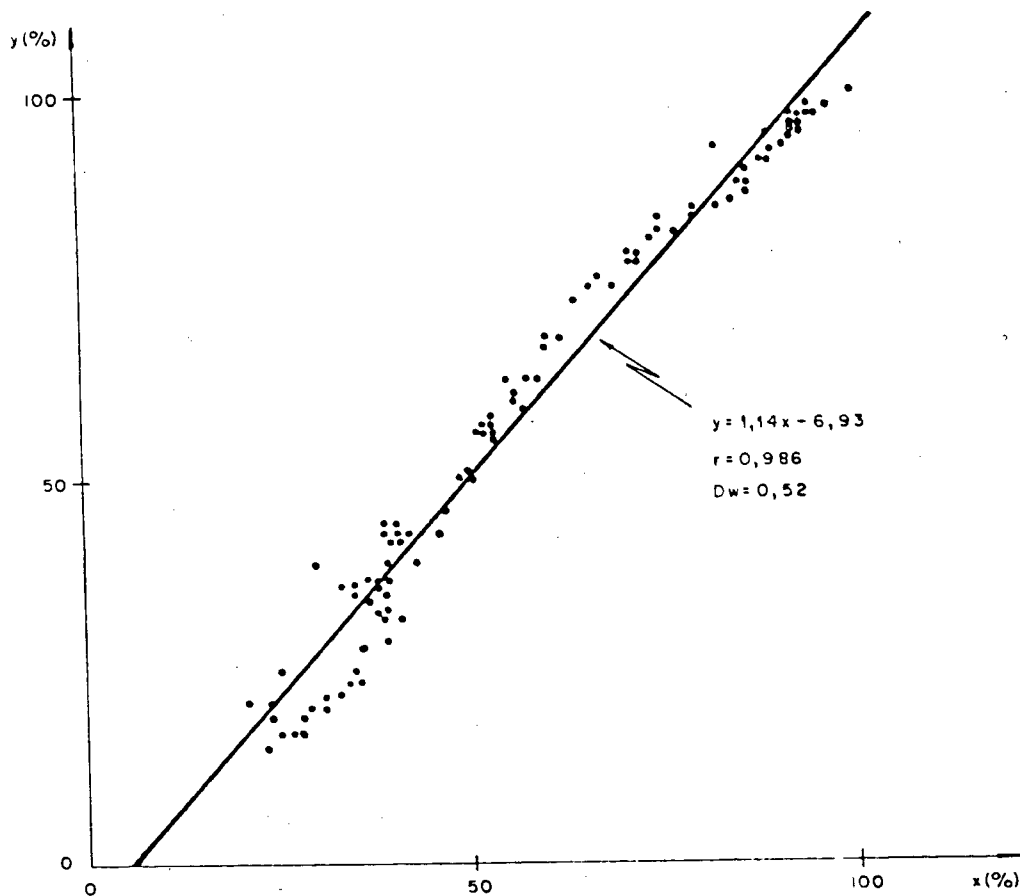


Figura 5.12 - b) Reta dos mínimos quadrados (2.^a cirurgia)

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-12.	1	*
-10.	7	*****
-8.	8	*****
-6.	5	***
-4.	4	***
-2.	7	*****
0.	10	*****
2.	21	*****
4.	30	*****
6.	16	*****
8.	8	*****
10.	5	*****
12.	1	*

Figura 5.12 - c) Histograma dos desvios (2.^a cirurgia)

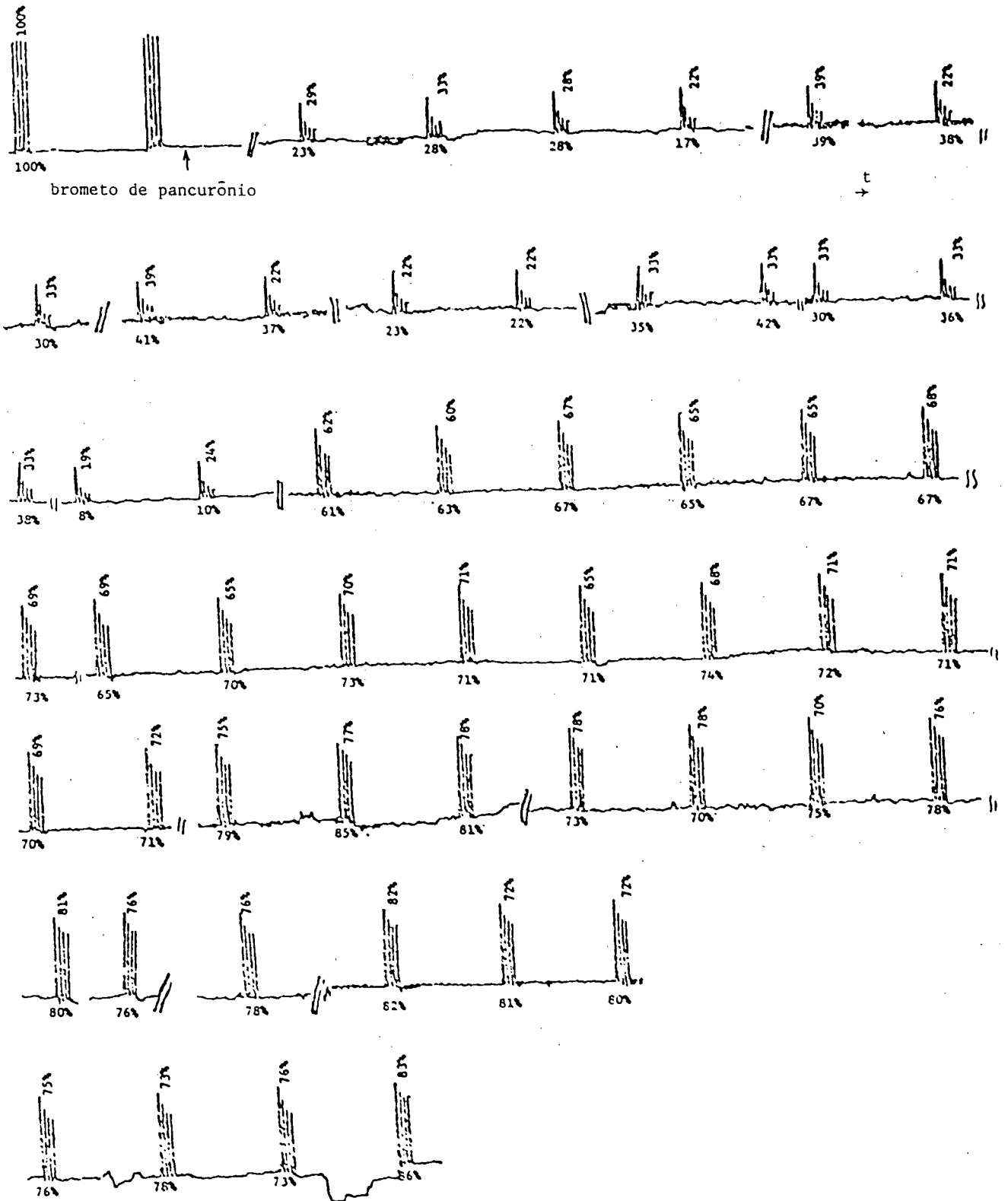


Figura 5.13 - a) Registros com SQ na 3.^a cirurgia

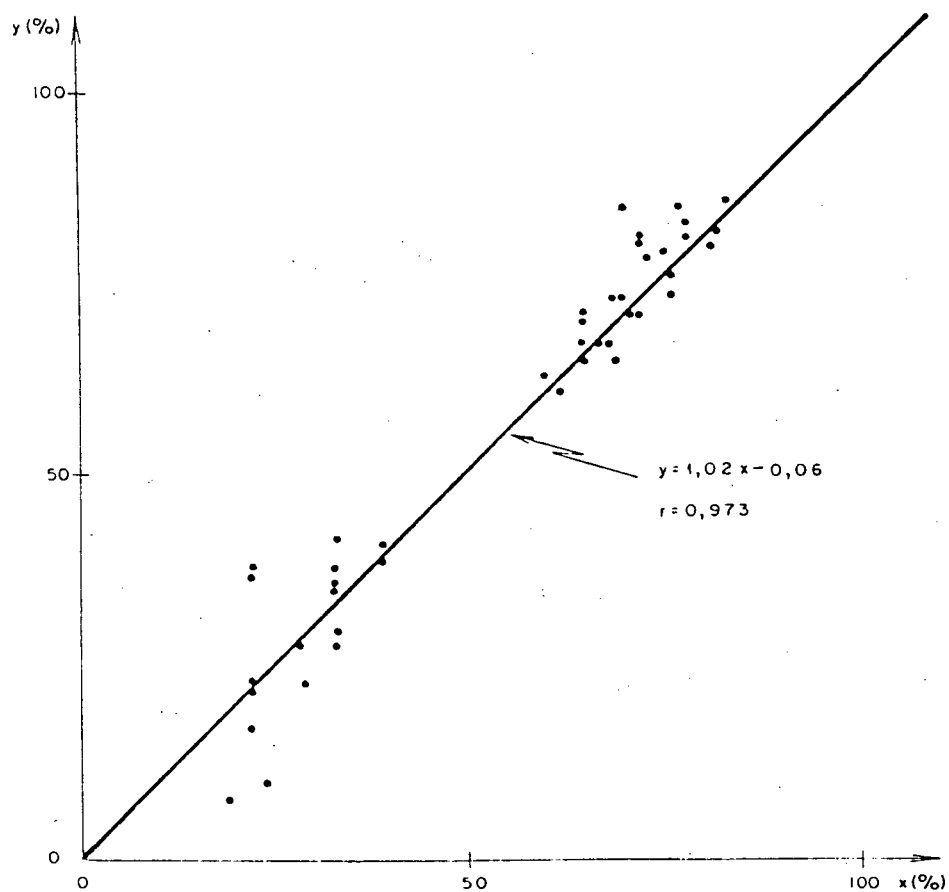


Figura 5.13 - b) Reta dos mínimos quadrados (3.^a cirurgia)

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-16.	0	
-12.	2	**
-8.	1	*
-4.	8	*****
0.	18	*****
4.	16	*****
8.	6	*****
12.	0	
16.	2	**

Figura 5.13 - c) Histograma dos desvios (3.^a cirurgia)

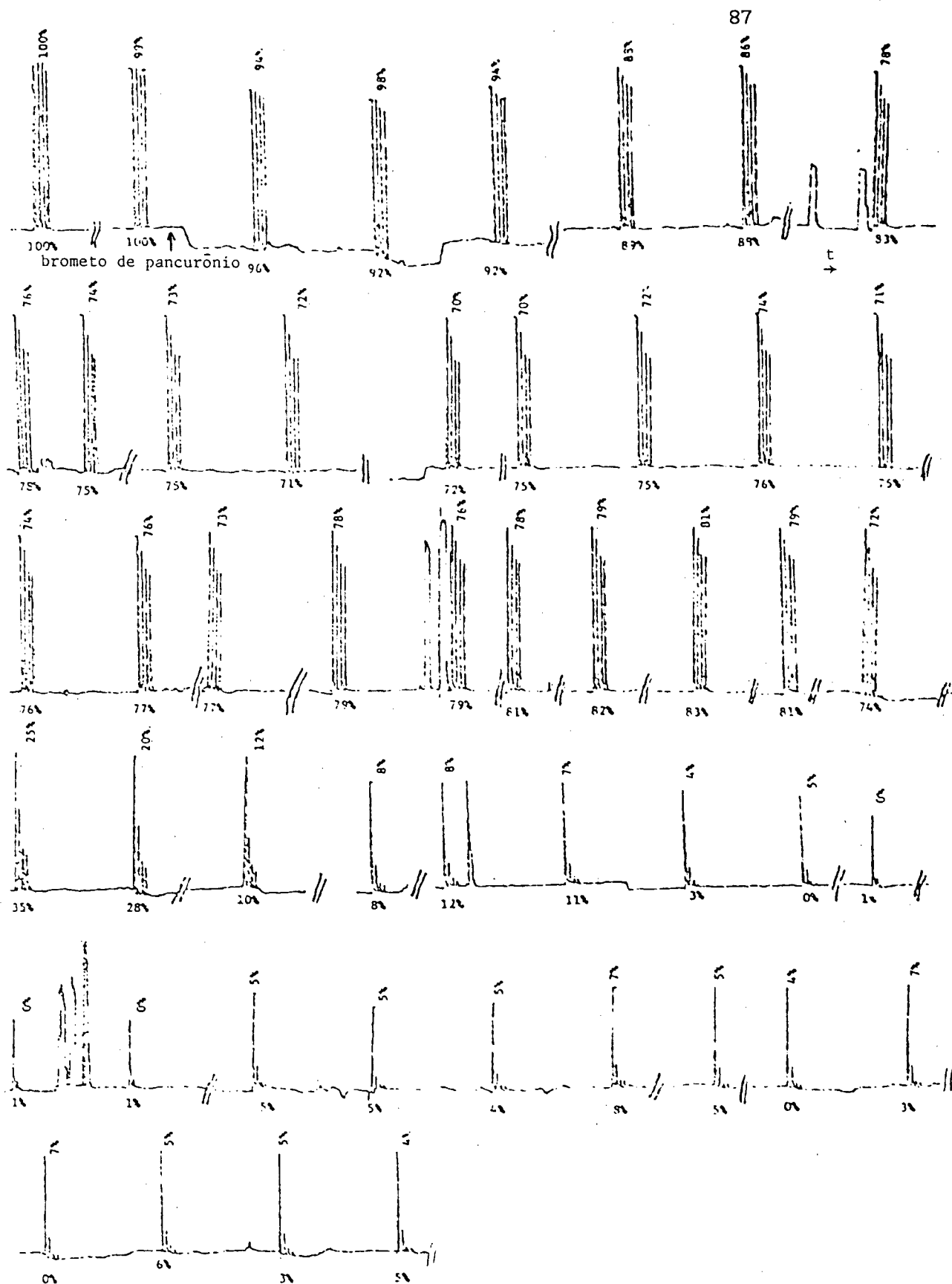


Figura 5.14 - a) Registros com SQ na 4.^a cirurgia

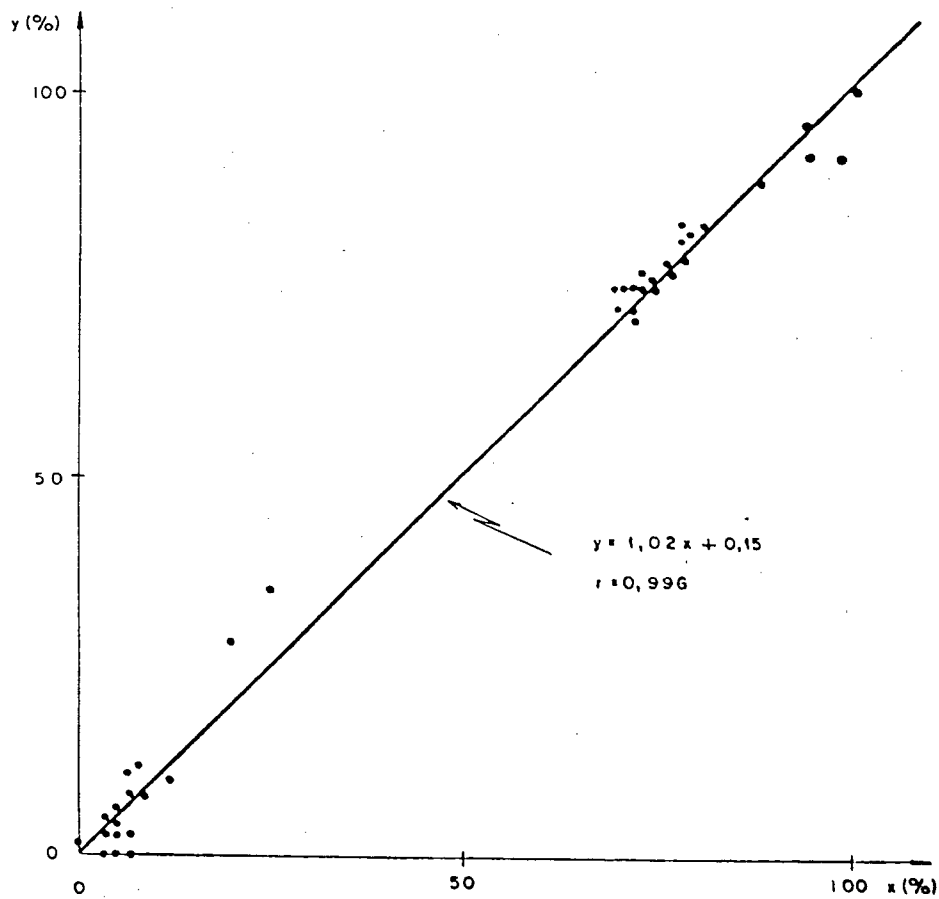
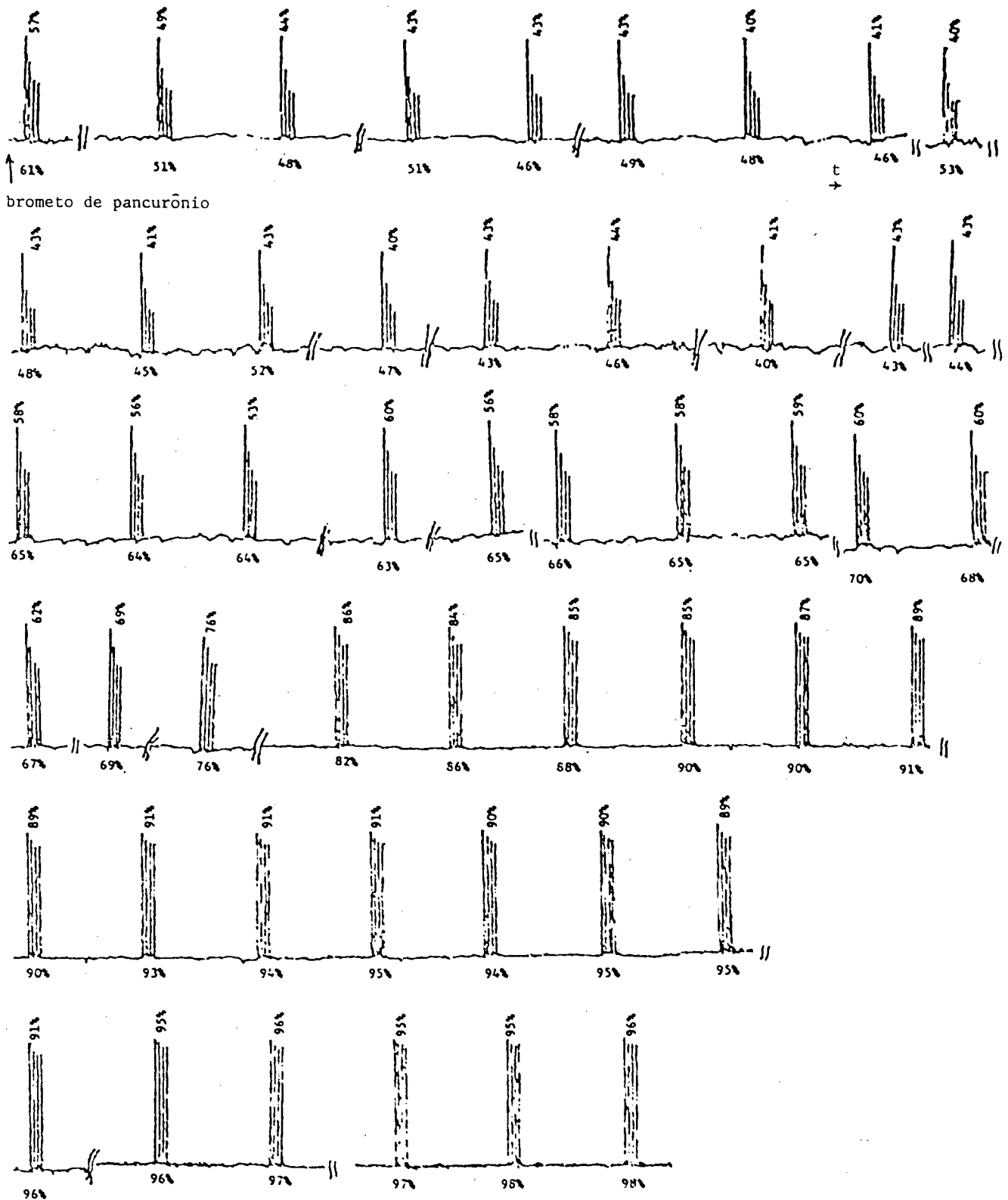


Figura 5.14 - b) Reta dos mínimos quadrados (4.^a cirurgia)

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-7.	1	*
-6.	1	*
-5.	1	*
-4.	2	**
-3.	0	
-2.	3	***
-1.	3	***
0.	6	*****
1.	10	*****
2.	9	*****
3.	4	****
4.	4	****
5.	2	**
6.	0	
7.	1	*
8.	1	*
9.	0	
10.	1	*

Figura 5.14 - c) Histograma dos desvios (4.^a cirurgia)



brometo de pancurônio

Figura 5.15 - a) Registros com SQ na 5ª cirurgia

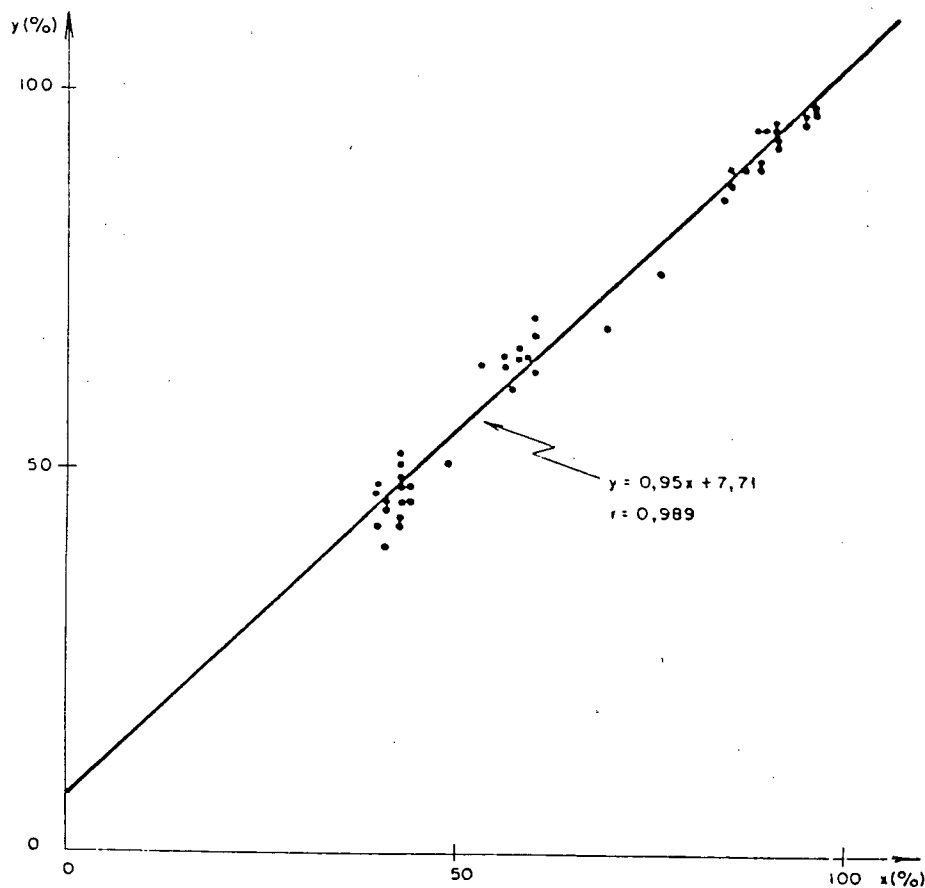


Figura 5.15 - b) Reta dos mínimos quadrados (5.^a cirurgia)

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-1.	1	*
0.	4	****
1.	4	****
2.	7	*****
3.	7	*****
4.	6	*****
5.	6	*****
6.	3	***
7.	3	***
8.	5	*****
9.	2	**
10.	1	*
11.	1	*
12.	0	
13.	1	*

Figura 5.15 - c) Histograma dos desvios (5.^a cirurgia)

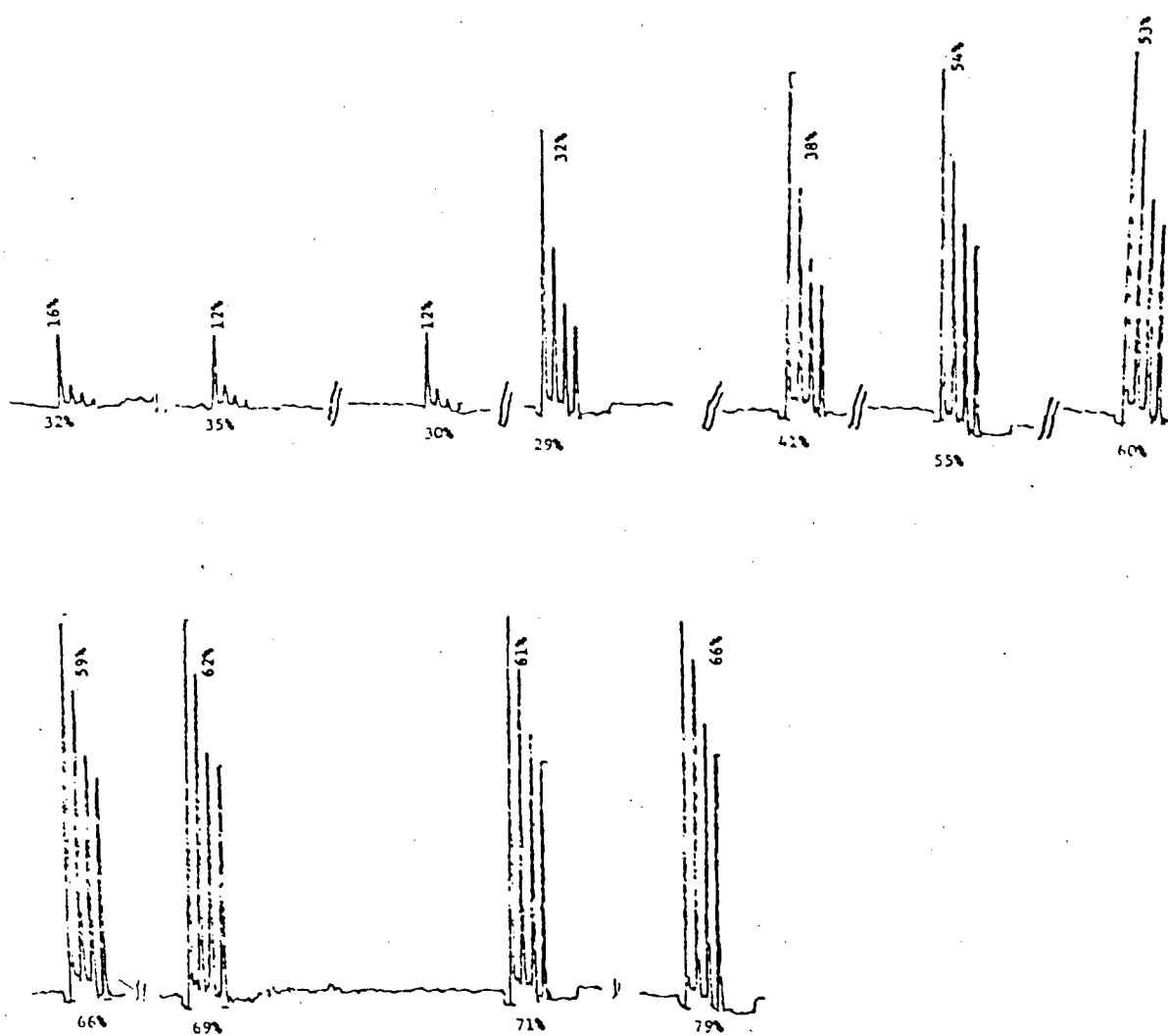
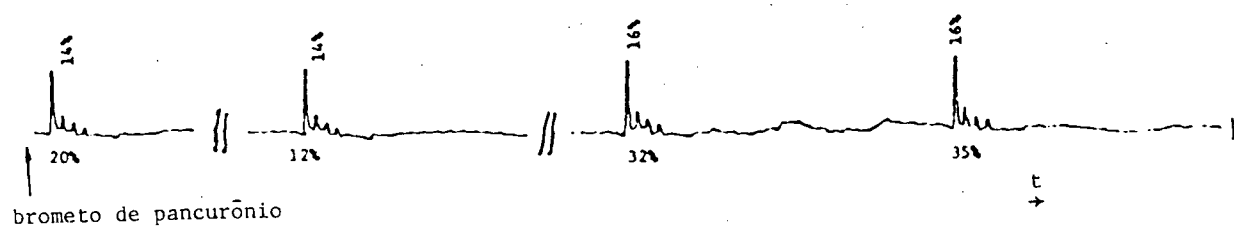


Figura 5.16 - a) Registros com SQ na 6.^a cirurgia

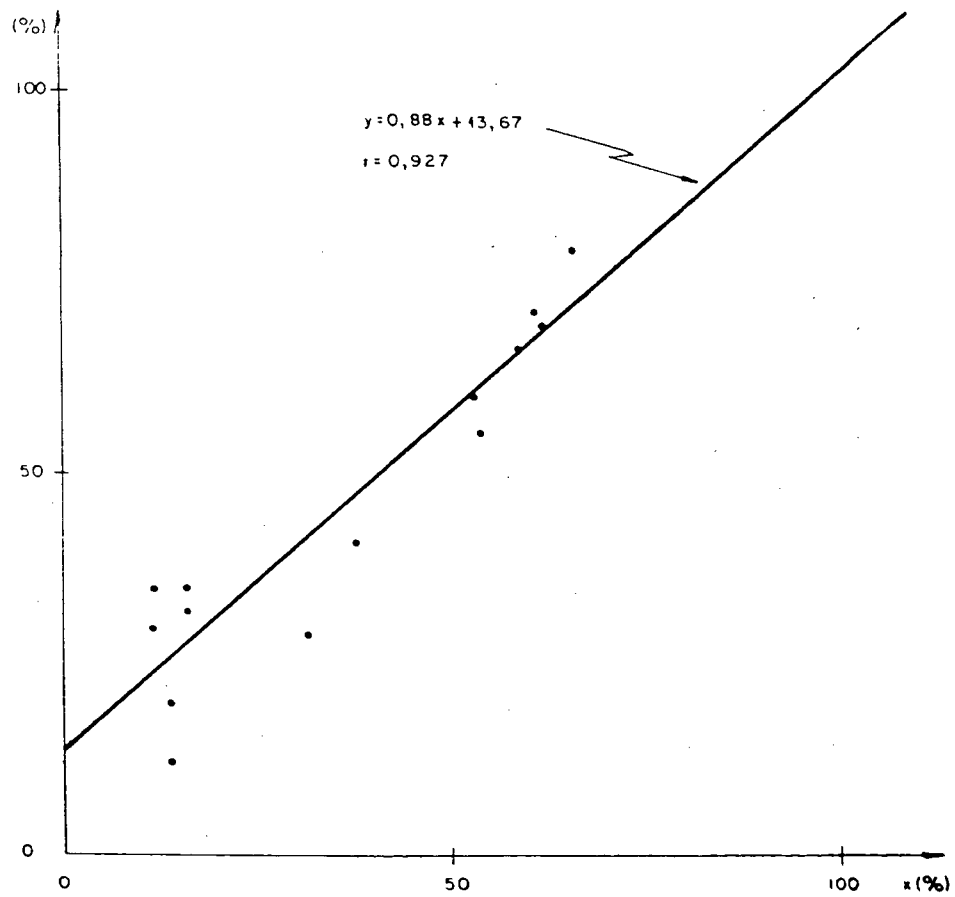


Figura 5.16 - b) Retã dos mínimos quadrados (6.^a cirurgia)

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-4 .	1	*
0 .	2	**
4 .	1	*
8 .	4	****
12 .	2	**
16 .	3	**
20 .	2	**
24 .	1	*

Figura 5.16 - c) Histograma dos desvios (6.^a cirurgia)

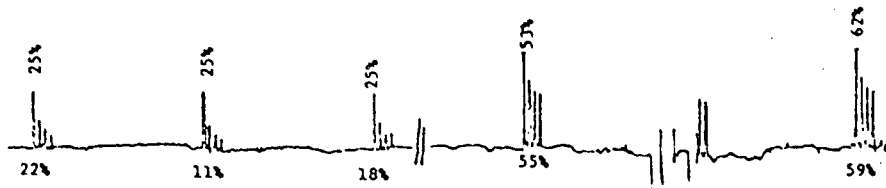


Figura 5.17 - Registros com SQ na 7.^a cirurgia

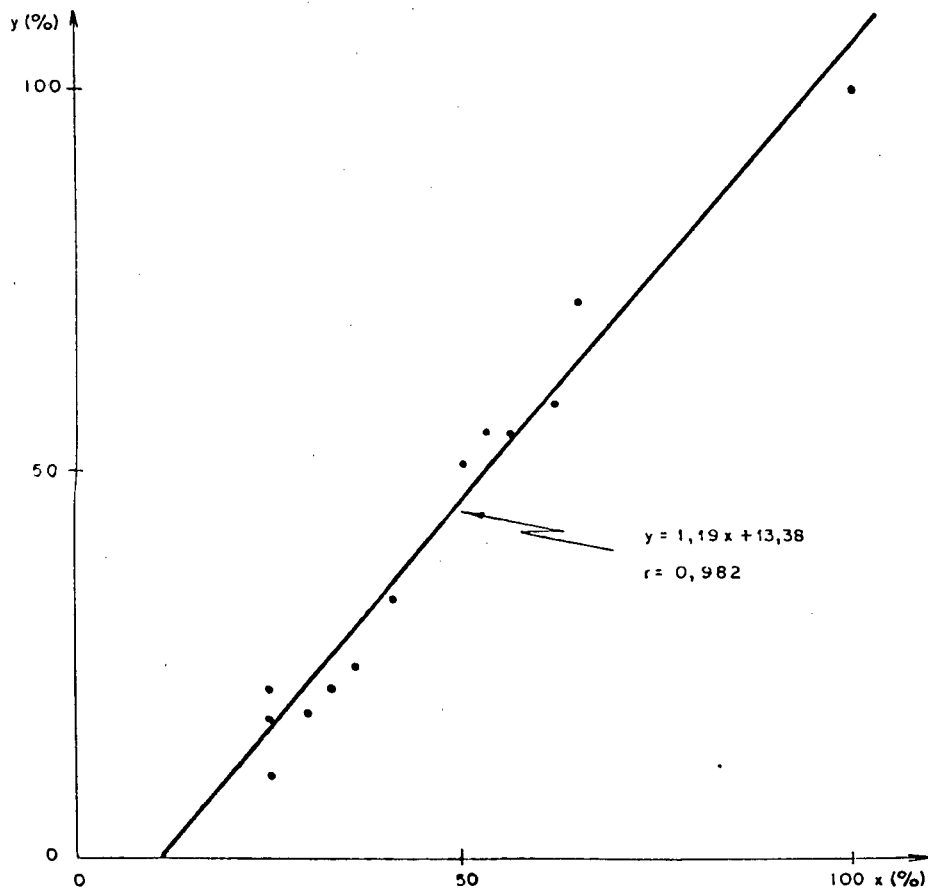


Figura 5.17 - b) Reta dos mínimos quadrados (7.^a cirurgia)

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-14.	1	*
-12.	0	
-10.	2	***
-8.	0	
-6.	2	**
-4.	0	
-2.	2	**
0.	2	**
2.	2	**
4.	0	
6.	0	
8.	1	*

Figura 5.17 - c) Histograma dos desvios (7.^a cirurgia)

E as Figuras 5.18 a 5.19 mostram as retas dos mínimos quadrados e o respectivo histograma para o agrupamento de todos os pontos e desvios relativos a estimulação isolada e com a SQ.

A partir da observação das retas das Figuras 5.7 a 5.17 verifica-se que os desvios não estão relacionados com a faixa de onde a medida está sendo realizada, mas distribuem-se de uma mesma maneira em toda a faixa de medição.

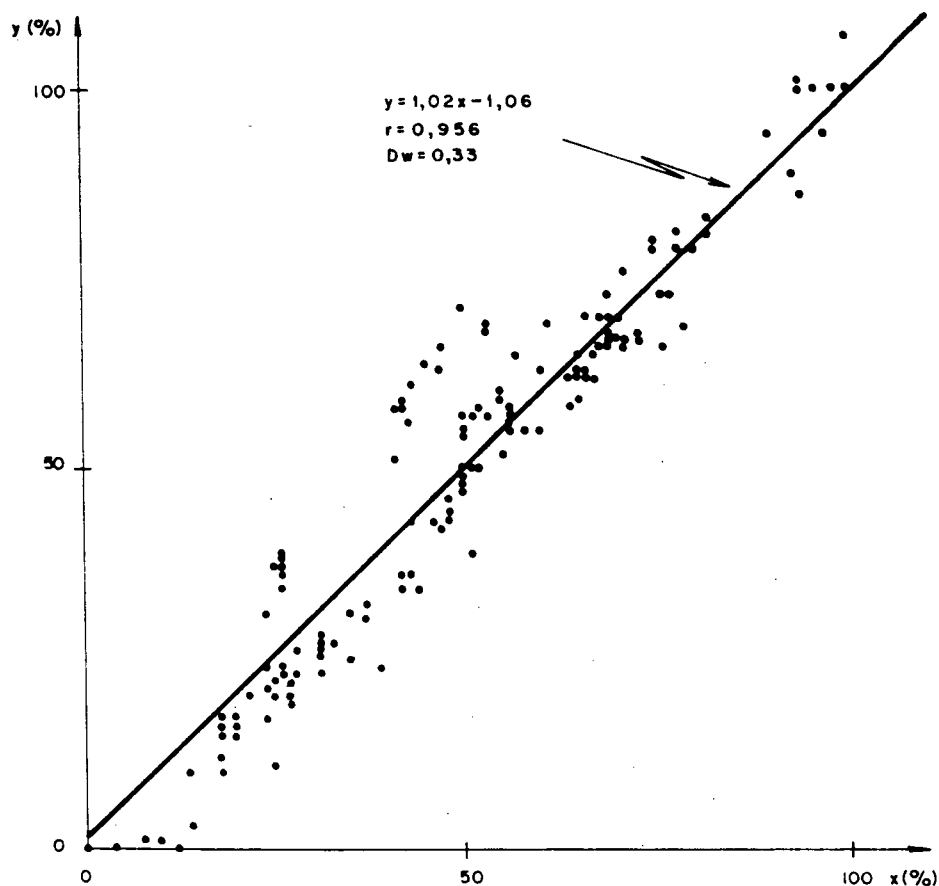


Figura 5.18 - a) Reta dos mínimos quadrados de todos os casos com EI reunidos

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-16.	1	*
-12.	4	***
-8.	15	*****
-4.	50	*****
0.	52	*****
4.	22	*****
8.	10	*****
12.	5	*****
16.	3	***
20.	5	***

Figura 5.18 - b) Histograma dos desvios de todos os casos com EI juntos

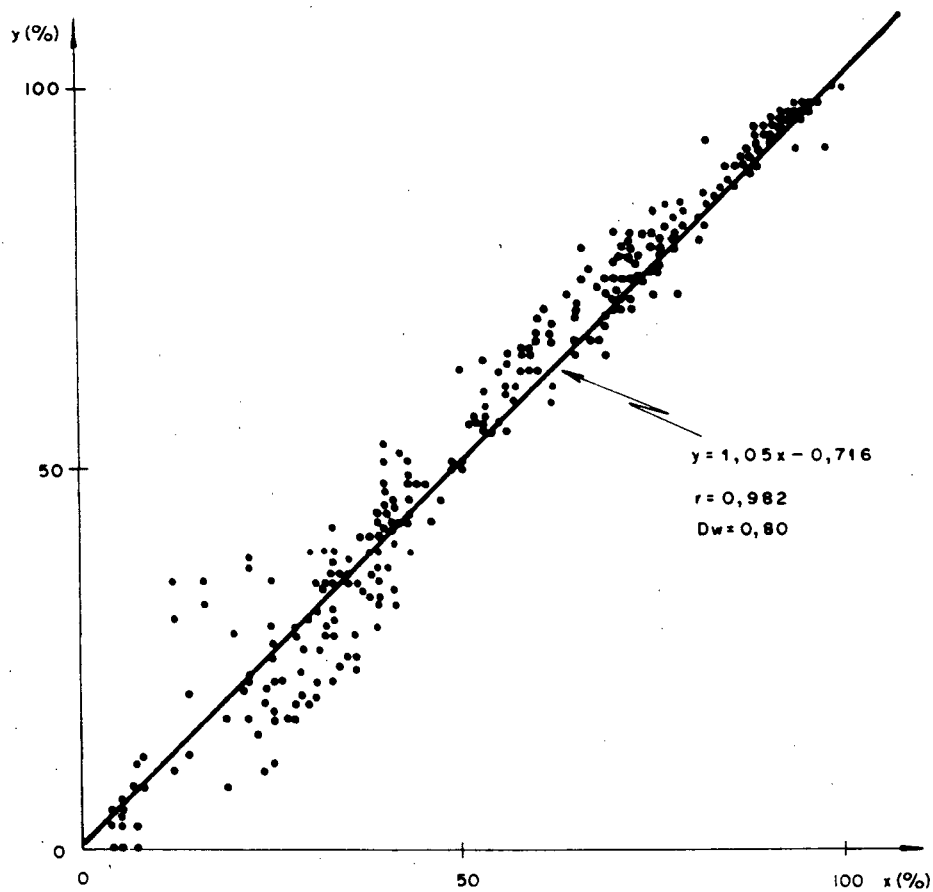


Figura 5.19 - a) Reta dos mínimos quadrados de todos os casos com SQ juntos

MIDDLE OF INTERVAL	NUMBER OF OBSERVATIONS	
-16.	0	
-12.	11	***
-8.	17	*****
-4.	30	*****
0.	82	*****
4.	134	*****
8.	48	*****
12.	8	**
16.	4	*
20.	2	*
24.	1	*

Figura 5.19 - b) Histograma dos desvios de todos os casos com SQ juntos

Igual observação pode ser feita nas Figuras 5.18 e 5.19.

Os desvios encontrados estão associados a diversas causas. Uma delas é o fato do transdutor não ficar perfeitamente fixo ao braço do paciente durante a intervenção cirúrgica. As vibrações mecânicas do corpo do paciente (principalmente dos obesos) associadas à própria cirurgia, aos toques na mesa de operação e ao fato de não haver uma firme sustentação do braço do paciente, causaram variações no ponto de equilíbrio da ponte de Wheatstone. Tentou-se compensar tais desequilíbrios pelo ajuste manual do "helipot" (P) associado ao controle de "offset" (Figura 4.7).

Um outro fato é que o ajuste de zero obtido através da regulagem do "helipot" P (Figura 4.16) tem um erro associado de cerca de 100 mV (veja item AI.10 do Apêndice I), o que significa um erro de aproximadamente 4% em relação à tensão correspondente à máxima resposta (2,55 V).

Na estimulação com seqüência de quatro, o problema da flutuação do zero foi verificado com menor intensidade que com a estimulação isolada. Isto é explicado porque um possível desequilíbrio da ponte de Wheatstone, entre o primeiro e o quarto estímulo (1,5 segundos) era mais difícil de ocorrer do que entre o "controle" (referência inicial de tensão) e as medidas realizadas no decorrer da cirurgia, no caso da estimulação isolada. Assim, como se pode observar, os desvios do coeficiente angular e linear, são maiores com as medidas feitas com a estimulação isolada do que com a SQ.

No caso dos histogramas mostrados nas Figuras 5.10 c), 5.16 c) e 5.17 c), as distribuições dos desvios não permitem muitas conclusões devido ao pequeno número de pontos. Já os casos referentes as Figuras 5.11 c), 5.12 c) e 5.14 c), e principalmente nas Figuras 5.18 b) e 5.19 b), que representam os casos agrupados, sugerem uma distribuição dos desvios próxima à normal

(Gaussiana) ou a de Student (t). Essa segunda é bastante semelhante à primeira, porém considerando os graus de liberdade (referente ao número de amostras) finito [49].

Para se afirmar que os desvios obedecem uma das formas de distribuição citadas, seriam necessários testes estatísticos mais apurados. Porém, de uma maneira geral a distribuição dos erros tende à normal, sob certas condições usualmente encontradas no mundo real de experimentação, de acordo com o teorema estatístico-matemático, chamado Teorema do Limite Central [49].

Considerando-se pois, que os desvios devem seguir uma distribuição normal, calculou-se a média dos desvios e o desvio padrão. Assim, para o caso de todos os dados agrupados na estimulação isolada (Figura 5.18) a média dos desvios é 0,17 e o desvio padrão 7,06. Para todos os dados da seqüência de quatro agrupados a média é 1,86 e o desvio padrão 5,36. Como numa distribuição normal 95,45% dos desvios são encontrados numa faixa de dois desvios padrões em relação a média [49] e que o ideal era nesse caso a média ser zero, pode-se dizer que o erro do aparelho para medição de estímulos isolados é:

$$0,17 + 2 \cdot 7,06 = 14,29$$

ou seja, 15. E o erro de medição com a seqüência de quatro é:

$$1,86 + 2 \cdot 5,36 = 12,58$$

ou seja, 13.

Esses valores podem ser tomados como valores percentuais em relação a plena escala, pois esta é de 100 %. Assim, para medição com estímulos isolados, o erro em relação a plena escala é de 15 % e com a seqüência de quatro de 13 %.

5.6 - Conclusões e Sugestões para Futuros Trabalhos

5.6.1 - Conclusões

O monitor da transmissão neuromuscular realizado permite ao anestesiológista um controle mais preciso do relaxamento muscular. Os modos de operação abrangem todos os métodos de estimulação, permitindo assim identificar o grau de bloqueio e o tipo de droga. A medição da resposta muscular fornece a complementação necessária a experiência do anestesiológista, para sua maior segurança.

A medição possibilita também a pesquisa de drogas relaxantes musculares, principalmente se estiverem associadas a um sistema de registro, como foi utilizado neste trabalho. Dessa forma, torna-se possível a documentação das medidas realizadas e o registro de alguma provável peculiaridade.

O sistema permite ainda ser tomado como canal de aquisição de dados (transdutor, amplificador de instrumentação e filtro) de um outro sistema de processamento, mesmo à distância.

O nível de estimulação pode ser considerado muito bom para eletrodos subcutâneos e no nível de outros estimuladores comerciais [25], como é mostrado no ensaio de tensão e corrente e nos testes em cirurgias. Em todos os casos foi possível obter, com bastante folga, a estimulação supramáxima.

Os erros associados a histerese são praticamente inexistentes, como pode ser verificado no ensaio de histerese. As medidas realizadas nesse ensaio demonstram que não há um aumento (ou diminuição) dos desvios com as medições. Portanto, não há caracterização da histerese para a faixa de medições em que o sistema opera.

O aparelho permite também a introdução de alarmes que alertam o anestesiológico de parâmetros de interesse como: relaxamento cirúrgico abaixo ou acima de determinado nível e a verificação do índice de recuperação.

O erro obtido está na faixa de outros equipamentos similares testados, conforme pode ser verificado em [12] e [13]. Em [12] são apresentadas as medidas realizadas com o "Monitor Quantitativo do Bloqueio Neuromuscular", um monitor semelhante ao testado. Com esse equipamento são tomadas medidas simultaneamente as de um transdutor de força-deslocamento (fabricado por Grass) no decorrer de uma cirurgia. As medidas são traçadas em função do tempo em um gráfico para estimulação isolada e outro para a SQ. O desvio máximo entre as duas medições chega a cerca de 25 % para estimulação isolada e cerca de 10 % para SQ, com relação à plena escala. No caso do "Monitor da Transmissão Neuromuscular" apresentado em [13], o qual utiliza um registro em um eletromiógrafo, as medidas são também tomadas simultaneamente com um transdutor de força. O desempenho é analisado de forma semelhante a realizada neste trabalho, porém sem uma análise da frequência dos desvios. As medidas do eletromiógrafo são plotadas no eixo das abcissas (X) e o transdutor de força no eixo das ordenadas (Y). Com relação à estimulação isolada, são tomadas 248 medições simultâneas e a reta dos mínimos quadrados obtida foi:

$$Y = 0,948X - 1,84 ,$$

com coeficiente de correlação r igual a 0,90. No caso da estimulação com SQ foram realizadas 97 medições simultâneas e a reta dos mínimos quadrados obtida é:

$$Y = 0,951X - 1,83 ,$$

com coeficiente de correlação r igual a 0,90.

Com base nestes dados, apesar dos métodos utilizados em cada caso para a obtenção dos resultados serem diferentes, a comparação sugere que os resultados aqui obtidos estão dentro da faixa de outros equipamentos já testados.

O erro encontrado pode ainda ser minimizado diminuindo a faixa de ajuste do zero, proporcionando uma sustentação mais firme do braço do paciente e do transdutor. Igualmente importante é uma participação do anestesilogista no que se refere ao conhecimento da operação do equipamento, pois assim, as condições de medição podem ser consideravelmente melhoradas.

Pode-se incorporar ainda ao aparelho um sistema automático de ajuste de zero. Tal sistema pode ser semelhante ao realizado em [28]. Esse sistema gera uma tensão de mesmo módulo e sinal contrário a que está na saída do amplificador e imediatamente antes da medição é somada a essa, eliminando assim o desequilíbrio da ponte. Dessa forma, o erro associado à flutuação do zero, que é o mais crítico, seria eliminado.

5.6.2 - Sugestões para Futuros Trabalhos

Sugere-se um estudo de um novo "design" para o transdutor, de forma que fique mais firmemente preso ao paciente e tenha uma forma mais anatômica. Assim as influências devido às vibrações externas seriam minimizadas e o transdutor seria mais confortável ao paciente.

Os extensômetros necessitam de uma blindagem adequada (eletrostática e/ou eletromagnética) que evite possíveis interferências de outros equipamentos eletro-cirúrgicos, tal como o bisturi elétrico. O aumento do nível da resposta do transdutor, e a diminuição do ganho do amplificador de instrumentação, que é bastante alto na maior parte dos casos, minimizaria a sensibilidade do instrumento a ruídos introduzidos na ponte de

Wheatstone.

Por fim, deveria ser estudada a possibilidade da utilização de circuitos digitais para o processamento do sinal, incluindo um microprocessador dedicado.

Finalizando, o Monitor da Transmissão Neuromuscular para Anestesiologia descrito neste trabalho apresentou, de uma maneira geral, um bom funcionamento. Seu desempenho pode ser bastante melhorado pela incorporação das sugestões aqui apresentadas em trabalhos futuros que visem a um aperfeiçoamento do sistema, simplificando sua operação e aumentando sua confiabilidade.

APÊNDICE I

PROJETO DO EQUIPAMENTO

AI.1 - Introdução

Os cálculos de cada circuito e as especificações dos componentes utilizados na montagem dos circuitos mostrados no Capítulo IV são aqui apresentados.

Todos os valores dos resistores e capacitores indicados correspondem aos valores comerciais mais próximos daqueles calculados. Na seleção dos componentes dos circuitos sempre se buscou aqueles que, além de um bom desempenho, são facilmente disponíveis no mercado a preços compatíveis com os objetivos da montagem realizada, vislumbrando a futura industrialização do equipamento.

AI.2 - O Estimulador

AI.2.1 - O Gerador de Pulsos

Conforme apresentado no Capítulo IV, o gerador de pulsos do estimulador é realizado com o CI 556, com ambos os temporizadores na configuração astável. Assim de acordo com as especificações técnicas [26], tem-se:

$$T1 = 0,693 \cdot C \cdot (Ra + Rb)$$

(AI.1)

$$T_2 = 0,693 \cdot C \cdot R_b \quad (AI.2)$$

$$f = \frac{1}{(T_1 + T_2)} = \frac{1,44}{[C \cdot (R_a + 2 R_b)]} \quad (AI.3)$$

onde:

T1 = o tempo em que a saída permanece em nível alto;

T2 = o tempo em que a saída permanece em nível baixo;

f = frequência de oscilação do circuito;

Ra = resistor ligado entre a alimentação e o pino de descarga ("discharge");

Rb = resistor ligado entre o pino de descarga e o de limiar ("threshold").

De acordo com a Figura 4.2, para se conseguir um pulso de largura fixa igual a 0,2 ms, Rb foi mantido fixo com valor R3. A frequência variável foi obtida pela variação de Ra, que pode assumir os valores de R41 a R46, selecionados através da chave CH1. Os dois modos de operação podem ser escolhidos através da chave seletora CH2.

Para a geração da SQ conecta-se o capacitor C2 ao coletor do transistor T1 e o resistor R46 a fonte Vcc. Os resistores R46 e R3 e o capacitor C2 constituem o gerador de 2 Hz. Para se obter o trem de quatro pulsos em 2 Hz, chavea-se o capacitor C2 através do transistor T1. Conforme a Figura 4.3b o tempo em que este sinal permanece no nível baixo (ta), é dado pela equação:

$$t_a = 4 \cdot (0,5 + 2 \cdot 10^{-4}) + t_a' \quad [s] \quad (AI.4)$$

onde os pulsos gerados tem 0,2 ms de duração e estão separados de 0,5 s, e t_a é o tempo (em segundos) que o capacitor C2 leva para se carregar de 0 V até $1/3 V_{cc}$.

O segundo temporizador comanda a geração dos trens de pulso da SQ (gerador da envoltória). Na sua oscilação, enquanto a tensão de saída no pino 9 permanece em V_{cc} , o transistor T1 está saturado, colocando assim o capacitor C3 em curto, isto é, não permitindo o seu carregamento. Com isto, a operação astável do primeiro temporizador (gerador de 2 Hz) fica inibida até o corte de T1, o que ocorre apenas quando a tensão no pino 9 é zero. Nessa situação, o capacitor C3 se carrega e o primeiro astável passa a oscilar normalmente até outra mudança de nível no pino 9.

A tensão da fonte de alimentação é de 15 V ($V_{cc} = 15 V$). Isolando-se R_b na Equação AI.1, fazendo-se $R_b = R_3$, $C = C_2$ e assumindo-se:

$$C_2 = 1,5 \mu F,$$

$$T_2 = 0,2 \text{ ms (largura do pulso),}$$

obtem-se:

$$R_3 = 180 \Omega$$

As frequências de 0,1; 0,2; 2; 30; 50 e 100 Hz dependem dos valores de R_{41} a R_{46} (Figura 4.2), calculados pelo uso repetido da Equação AI.3, isolando R_a e substituindo-a por R_{41} a R_{46} , com R_b e C anteriores, obtém-se:

$$R_{41} = 10 \text{ M}\Omega,$$

$$R_{42} = 4,7 \text{ M}\Omega,$$

$$R_{43} = 33 \text{ k}\Omega,$$

$$R_{44} = 18 \text{ k}\Omega,$$

$$R_{45} = 10 \text{ k}\Omega \text{ e}$$

$$R_{46} = 470 \text{ k}\Omega$$

Das Equações AI.1 e AI.4, com $R_a = R_{46}$, $R_b = R_3$ e $C = C_2$, obtém-se, respectivamente:

$$t_{a'} = 0,29 \text{ s},$$

$$t_a = 2,29 \text{ s}.$$

Para o segundo astavel, isolando-se R_b na Equação AI.1, com $C = C_1$, $R_b = R_1$, $T_2 = t_a$ e adotando-se:

$$C_1 = 4,4 \text{ } \mu\text{F} \text{ (dois capacitores de } 2,2 \text{ } \mu\text{F} \text{ em paralelo), resulta:}$$

$$R_1 = 820 \text{ k}\Omega$$

O tempo em que a tensão de saída no pino 9 (Figura 4.3b)) permanece no nível alto (t_b), de acordo com a característica desejada para a SQ, e de 10 s. Então, a partir da Equação AI.1, com $T_1 = t_b$, $C = C_1$, $R_a = R_2$ e $R_b = R_1$, obtém-se o valor:

$$R_2 = 3,9 \text{ M}\Omega$$

O transistor T_1 (Figura 4.2) é o BC548. O resistor R_5 é utilizado para limitar a corrente de base de T_1 . Para se ter uma corrente de base de cerca de $75 \text{ } \mu\text{A}$ (suficiente para levar o transistor a saturação), considerando uma tensão base-emissor com o transistor saturado (V_{besat}) de 0,6 V [37], calcula-se:

$$R_5 = \frac{(V_{cc} - V_{besat})}{I_b} = 200 \text{ k}\Omega$$

Cabe ainda dizer que o gerador de pulsos do estimulador estão ligadas ao circuito de sincronismo, composto de monoestáveis, que formam a lógica da SQ.

AI.2.2 - O Amplificador de Potência

Conforme se observa na Figura 4.4, ao gerador de pulsos está associado um circuito amplificador de potência. O acoplamento ótico tem por

objetivo isolar o paciente da rede elétrica [14]. Esse isolador ótico é o TIL111, constituído de um diodo emissor de luz e um fototransistor. A tensão V_{bb} é fornecida por uma bateria alcalina comum de 9V.

Ligado ao coletor do fototransistor está um amplificador transistorizado. A função desse circuito é dar um ganho a corrente de coletor do fototransistor, elevando-a a um valor que permita obter-se no secundário do transformador TR1 os níveis de tensão e corrente desejados para a estimulação.

Para se obter no fotoacoplador TIL111 uma corrente de coletor (I_{C1}) de aproximadamente 10 mA, com tensão coletor-emissor (V_{ce}) igual a 0,4 V, deve-se aplicar ao diodo emissor de luz uma corrente $I_f = 25$ mA. Nessas condições a tensão direta no diodo do fotoacoplador é $V_f = 1,2$ V [38]. Assim:

$$R_6 = \frac{(V_{cc} - V_f)}{I_f} = 560 \, \Omega$$

O resistor R_7 garante o V_{be} necessário a condução do fototransistor. Para uma corrente de coletor (I_{C1}) de 10 mA tem-se um ganho de corrente contínua $h_{FE} = 300$ (típico) [38]. Considerando-se um V_{be} mínimo igual a 0,6 V chega-se a:

$$I_{b1} = \frac{I_{C1}}{h_{FE}} = 0,33 \, \text{mA}$$

e portanto:

$$R_7 = \frac{V_{be}}{I_{b1}} = 18 \, \text{k}\Omega$$

Como a corrente de base na ausência de sinal luminoso (corrente de escuro) está em torno de algumas dezenas de picoampères, a queda de tensão

sobre R7 será insuficiente para atingir o Vbe mínimo necessário à condução do fototransistor [38], garantindo-se a saída nula nesta condição.

Para o cálculo de R8, sendo Vbb = 9 V (tensão fornecida por uma bateria), tensão Vce1 de saturação igual a 0,4 V e Ic1 = 10 mA [38], tem-se:

$$R8 = \frac{(V_{bb} - V_{ce1})}{I_{C1}} = 1 \text{ K}\Omega$$

Os transistores T2 e T3 são o 2N2222 e o transistor T4 e o TIP31. Durante a transmissão do pulso, a tensão Vce2 será:

$$V_{ce2} = V_{be3} + V_{be4}, \text{ (A1.5) e o transistor T2 está cortado.}$$

Como Vbe3 = 2,0 V (IC3 = 300 mA) [39] e Vbe4 = 2,0 V (Ic4 = 3 A) [40], substituindo-se na Equação A1.5, chega-se a:

$$V_{ce2} = 4 \text{ V.}$$

Sendo, nestas condições, hFE3 = 60 [39], resulta:

$$I_{b3} = \frac{I_{C3}}{h_{FE3}} = 5 \text{ mA}$$

Assim:

$$R9 = \frac{(V_{bb} - V_{ce2})}{I_{b3}} = 1 \text{ k}\Omega$$

Para se garantir uma corrente I3 muito pequena em relação a corrente Ic3 (Ib4 aproximadamente igual a Ic3), assumiu-se:

$$R10 = 10 \text{ k}\Omega$$

Portanto:

$$I3 = \frac{V_{be4}}{R10} = 0,20 \text{ mA}$$

cujo valor satisfaz a premissa anterior.

Como Vce4 de saturação vale aproximadamente 1,2 V [40] e a

resistência do primário do transformador (R_{tr}) está em torno de 1 ohm, tem-se:

$$R_{11} = \frac{(V_{bb} - R_{tr} \cdot I_{c4} - V_{ce4})}{I_{c4}} = 1,8 \, \Omega$$

AI.2.3 - O Transformador

O transformador TR1 foi construído especialmente para este fim. Buscou-se, por um processo iterativo, um transformador com pequenas dimensões que apresentasse uma relação de transformação de aproximadamente 1:30 [14], com mínima resistência ôhmica nos enrolamentos primário e secundário.

O transformador possui as seguintes características:

núcleo de chapas de aço-silício;

$N_1 = 80$ espiras de fio 24 AWG ou equivalente;

$N_2 = 3170$ espiras de fio 34 AWG ou equivalente;

relação de transformação aproximadamente 1:40;

$a = 1,5$ cm (largura da perna central);

$b = 1,6$ cm (espessura da perna central);

onde N_1 é o número de espiras do primário e N_2 o número de espiras de secundário.

O controle da amplitude da tensão de saída é feito através de um potenciômetro de 22 kohms, ligado aos terminais do secundário do transformador e aos eletrodos de estimulação, conforme mostra a Figura 4.4..

AI.3 - O Transdutor

O transdutor de força foi realizado com 4 extensômetros ligados na configuração de ponte completa de Wheatstone, conforme mostra a Figura 4.6.

Os extensômetros utilizados são do tipo PA-06-250BA-120, da Magnaflux Corporation, de 120 ohms, tolerância de $\pm 0,2 \Omega$ e tensão nominal de 5 V.

Como o sinal elétrico resultante da deformação dos extensômetros, sob certas condições, é proporcional à tensão de alimentação da ponte (Equação 4.1), cuidados adicionais foram tomados no projeto da fonte de alimentação. Usou-se o regulador integrado LM723, com tensão de saída ajustada em 5 V. Assim:

$$V_{pp} = 5V.$$

Este regulador é compensado em temperatura e atende as necessidades deste circuito.

A Figura AI.1 mostra o circuito da ponte de extensômetros associado a sua alimentação.

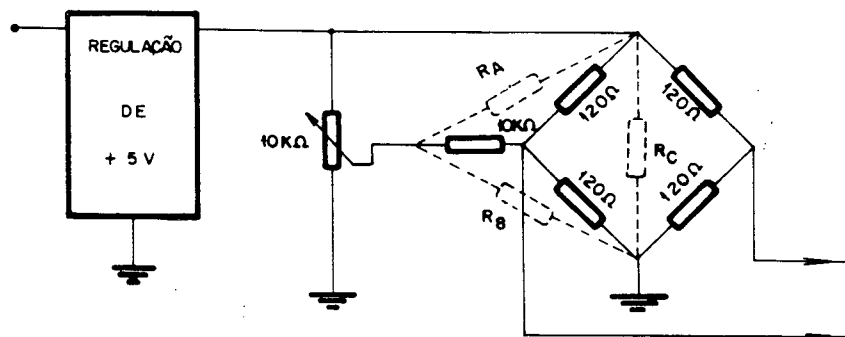


Figura AI.1 - Circuito da ponte de extensômetros

A partir desta figura, transformado-se a ligação Y em Δ equivalente, chega-se a configuração mostrada na Figura AI.2. Demonstra-se (Apêndice V) que a mínima resistência equivalente (pior caso) "vista" pelos terminais 1 e 2, nesta figura, ocorre para α igual a zero ou α igual a um. A

resistência equivalente mínima desses resistores é 6680,0 ohms. E a resistência equivalente mínima total "vista" pelo regulador é:

$$R_{eq} = 6680,0 // 120,0 = 117,88 \, \Omega$$

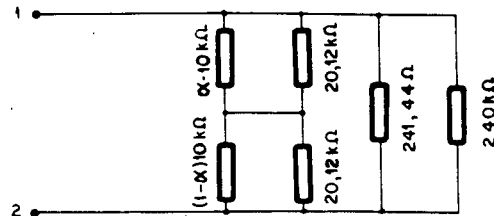


Figura AI.2 - Circuito equivalente da ponte

Portanto, a máxima corrente a ser fornecida a carga pelo LM723 é:

$$I_{lmax} = V_{pp} / R_{eq} = 42,4 \, \text{mA}.$$

Como a tensão de entrada do regulador é 15 V, a tensão diferencial (V_{dif}) sobre este elemento é 10 V, e assim a potência dissipada vale:

$$P = V_{dif} \cdot I_{lmax} = 424 \, \text{mW}.$$

De acordo com dados fornecidos pelo fabricante, com o encapsulamento tipo DIP (plástico), o LM723 pode dissipar até 370 mW (a 70 °C) [26]. Assim, para se evitar o aquecimento excessivo da pastilha, utilizou-se um transistor de passagem conforme mostra a Figura AI.3, segundo configuração sugerida pelo fabricante [26]. O transistor de passagem utilizado é o 2N2905, que suporta uma corrente máxima de 600 mA [39]. O resistor de 10 ohms limita a corrente de curto-circuito em cerca de 65 mA, de acordo com os dados fornecidos pelo fabricante.

Uma condição para uma medida correta é que o músculo seja mantido sob uma tensão mecânica constante. Isto pressupõe a necessidade de aplicar e manter uma pré-carga mecânica. Na prática clínica isto é alcançado submetendo o polegar do paciente a uma pré-carga de 100 a 300 gramas-força [3] [10] [30]. Neste trabalho essa pré-carga foi obtida através do uso da mola mostrada na Figura 3.4, com uma constante de mola entre 400 e 600 gf/cm.

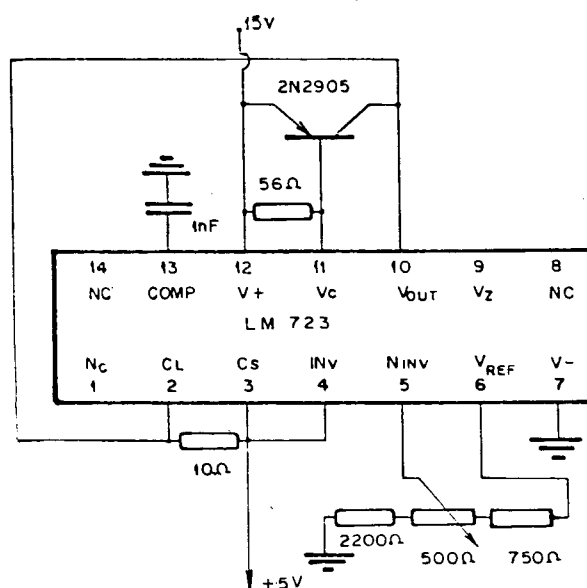


Figura AI.3 - Fonte de alimentação da ponte de extensômetros

A Figura AI.4 mostra um esquema mecânico equivalente desta montagem, em vistas lateral (a esquerda) e frontal (a direita). A partir desse esquema, com o auxílio das equações da Mecânica dos Sólidos para o caso da flexão de uma viga em balanço, obtém-se as expressões para o cálculo da deformação sofrida pelos extensômetros [31].

A deformação é dada pela expressão:

$$\epsilon = \frac{3}{2} \cdot \frac{(\delta \cdot x \cdot h)}{L^3} \quad (\text{AI.6})$$

onde:

ε = deformação do extensômetro;

δ = deflexão da lâmina no ponto de aplicação da força [mm];

x = distância do ponto de aplicação da força aos extensômetros [mm];

h = espessura (altura) da lâmina [mm];

L = comprimento da lâmina [mm];

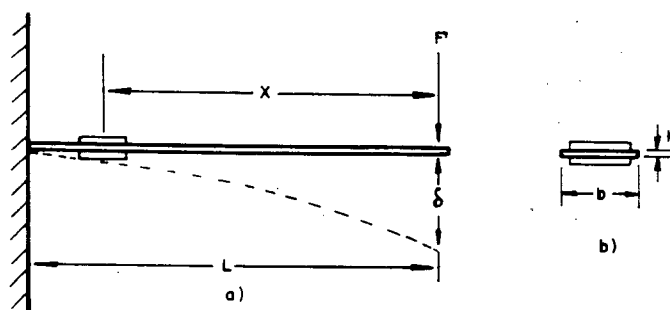


Figura AI.4 - Equivalente mecânico do transdutor. Vista lateral (esquerda) e vista frontal (direita)

Deve ser observado que a Equação AI.6 é válida apenas para pequenas deflexões (δ).

A partir da deflexão estimada da lâmina se obtém o desequilíbrio de tensão na ponte dado pela Equação (AI.7). Esse é o sinal diferencial na entrada do amplificador expresso nesta equação em função da deformação do extensômetro. A partir dele é calculada a faixa de ganho necessária ao amplificador de instrumentação.

$$V_{bd} = k \cdot \varepsilon \cdot V \quad (\text{AI.7})$$

onde:

k = constante de proporcionalidade do extensômetro;

ε = deformação do extensômetro;

V = Tensão de alimentação da ponte.

Para o dimensionamento do transdutor foi feito um levantamento de diversos tamanhos de mãos de adultos. Isto permitiu decidir no melhor posicionamento dos extensômetros e dos suportes de alumínio, chegando-se à forma atual:

$$L = 149 \text{ mm},$$

$$x = 102 \text{ mm},$$

$$h = 0,6 \text{ mm}.$$

O "fator k" (valor fornecido pelo fabricante) vale:

$$k = 2,08.$$

O distanciamento proporcionado pelos suportes de alumínio entre a lâmina metálica e a mão do paciente evita o atrito dos extensômetros com a pele.

A colagem dos extensômetros foi feita com alfa-cianoacrilato, adesivo indicado para este tipo de aplicação e de fácil aquisição. Para evitar-se os problemas de umidade, impermeabilizou-se os extensômetros e a área onde foram colados com um verniz impermeabilizante adequado.

AI.4 - O Amplificador de Instrumentação

O circuito do amplificador de instrumentação está mostrado na Figura 4.7 e sua função entrada/saída é dada pela Equação AI.8.

$$V_o = A_d \cdot (V_2 - V_1) \quad (\text{AI.9})$$

onde A_d é o ganho diferencial e vale:

$$Ad = \frac{R6}{R4} \cdot \left(1 + 2 \cdot \frac{R2}{R1}\right) \quad (AI.9)$$

para $R2 = R3$, $R4 = R5$ e $R6 = R7$.

Os três amplificadores operacionais são o LM308. A variação do ganho é feita pelo potenciômetro $R1$ ("helipot"). Para se obter o ganho do amplificador, foi determinado através de ensaios que "controle" mínimo corresponderia a 1,5 mm de deflexão na lâmina metálica. Assim, pelas Equações AI.6 e AI.7, tem-se:

$$\epsilon_{min} = 4,16 \cdot 10^{-5}$$

$$V_{dbmin} = 433 \mu V$$

Para se obter, a partir desta tensão mínima, o nível de 2,5 V, que foi tomado como referência interna do aparelho (V_{ref}), o ganho do amplificador de instrumentação deve ser pelo menos:

$$Ad = \frac{V_{ref}}{V_{db_{min}}} = 5774$$

Assim, isolando-se $R1$ na Equação AI.9 e assumindo-se:

$$R2 = 100 \text{ k}\Omega$$

$$R4 = 20 \text{ k}\Omega$$

$$R6 = 100 \text{ k}\Omega$$

$$Ad_{max} = 6000,$$

tem-se:

$$R1_{min} = 334 \Omega$$

Foi adotada para $R1$ a associação série de um resistor de 150 Ω e de um potenciômetro de 10 $\text{k}\Omega$. Assim, a faixa de variação do ganho fica entre 104 (Ad_{min}) e 6672 (Ad_{max}), o que permite uma entrada mínima ("controle") de 0,375 mV e uma entrada máxima ("controle") de 24 mV.

O ganho de modo comum do amplificador (A_{cm}) surge devido aos desvios nos valores das resistências pela tolerância dos resistores empregados e mais uma parcela oriunda do fato da CMRR não ser infinita num amplificador operacional real, no caso o amplificador operacional A3 do amplificador de instrumentação (Figura 4.7). Assim:

$$A_{cm} = \frac{(R7 \cdot R4 - R5 \cdot R6)}{[R4 \cdot (R5 + R7)]} + \frac{R6^2}{[R4 \cdot (R4 + R6) \text{ CMRR}]} \quad (\text{AI.10})$$

O resistor $R7$, mostrado na Figura 4.7, consiste de um potenciômetro de precisão ("trimpot"). Sua variação permite ajustar o ganho de modo comum do amplificador para o seu valor mínimo. Esse ajuste é feito antes do início da operação do circuito, conforme Apêndice III.

A tolerância dos resistores empregados é de 1 %. Assim, o ganho de modo comum máximo devido apenas à tolerância dos resistores e considerando a CMRR do LM308 infinita, é dado pela Equação AI.10 e vale:

$$A_{cm1} = 0,02$$

O ganho de modo comum máximo devido apenas à CMRR (mínima) do LM308, igual à 80 db [26], supondo resistores exatos, dado pela Equação AI.10 vale:

$$A_{cm2} = 4,17 \cdot 10^{-4}$$

O ganho de modo comum total será, portanto:

$$A_{cm} = A_{cm1} + A_{cm2} = 2,04 \cdot 10^{-2}$$

Portanto, a CMRR mínima do circuito é:

$$\text{CMRR}_{\min} = 20 \log \left(\frac{A_{\min}}{A_{cm}} \right) = 74,0 \text{ db}$$

O ajuste da CMRR deste amplificador é mostrado no Apêndice III.

Como o ganho do amplificador é muito alto, qualquer pequeno

desequilíbrio de tensão na entrada irá saturar a saída do amplificador. Dessa forma, será feito um ajuste externo dos devios usando-se para isto um potenciômetro ("helipot") associado à ponte de extensômetros.

Este ajuste é feito a cada operação pois, devido ao alto ganho do amplificador de instrumentação, qualquer pequeno desvio na entrada pode levá-lo a saturação.

Dois capacitores de tântalo de 47 μF são colocados nas entradas do amplificador, cuja função é evitar possíveis interferências de rádio-freqüências emitidas pelos aparelhos eletro-cirúrgicos [14], como é o caso do bisturi elétrico.

Um capacitor de 100 nF é associado em paralelo com o resistor R6 (Figura 4.7) proporcionando uma freqüência de corte de 16 Hz [14].

Ao pino 8 do LM308 (compensação) [26] está ligado um capacitor de 1 nF, que faz a compensação em freqüência deste amplificador operacional, melhorando sua estabilidade, ou seja, o seu desempenho em freqüência.

AI.5 - O Filtro Passa-Baixas

O circuito do filtro passa-baixas é mostrado na Figura 4.8 e Equação AI.11 é sua função de transferência:

$$H(s) = \frac{V_o(s)}{V_i(s)} = \frac{\left(1 + \frac{R_3}{R_4}\right)}{\left[R_1 R_2 C_1 C_2 s^2 + \left[(R_1 + R_2) C_2 - \frac{R_3 R_1 C_1}{R_4}\right] s + \frac{R_3 R_1 C_1}{R_4}\right]} \quad (\text{AI.11})$$

A forma padrão da função de transferência de um circuito de segunda ordem é dada pela expressão:

$$H(s) = \frac{A_v}{\frac{s^2}{\omega_n^2} + \frac{2\xi}{\omega} s + 1} \quad (\text{AI.12})$$

onde A_v é o ganho do filtro, ω_n é a frequência natural de ressonância e ξ é a razão de amortecimento do circuito.

Na Equação AI.12, fazendo $R_1 = R_2 = R$ e $C_1 = C_2 = C$, e comparando-se esta com a Equação AI.13, tem-se:

$$\omega_n = \frac{1}{RC} \quad (\text{AI.13})$$

e:

$$\xi = 1 - \frac{R_3}{2 R_4} \quad (\text{AI.14})$$

Desta forma, ajustando-se R_1 e R_2 e C_1 e C_2 , pode-se afirmar que a razão de amortecimento do circuito depende apenas da razão entre R_3 e R_4 .

Para um filtro de Butterworth de segunda ordem (ver Capítulo IV) tem-se o coeficiente de amortecimento:

$$\xi = 0,7072 \quad [32].$$

Então fazendo-se:

$$R_4 = 56 \text{ k}\Omega$$

e isolando R_3 na Equação (AI.14), tem-se:

$$R_3 = 33 \text{ k}\Omega$$

Com este valor do coeficiente de amortecimento, a frequência natural do circuito (ω_n) está bem próxima da frequência de corte (-3 db) [41]. Aqui serão aceitas como iguais.

Assim, para uma frequência de corte de aproximadamente 10 Hz e

adotando-se para a Equação AI.13:

$$R = R_1 = R_2 = 150 \text{ k}\Omega$$

e isolando C, tem-se:

$$C = 100 \text{ nF}.$$

O amplificador operacional utilizado é o LM308 com um capacitor de compensação de 1nF.

AI.6 - Os Amostradores

No modo de operação SQ, são utilizados dois amostradores, conforme mostra a Figura 4.10, um dos quais, no modo de operação normal, é usado para reter o sinal de saída durante um tempo suficiente para permitir a leitura.

Devem ser observadas as chaves analógicas CH1 e CH3 e as entradas J', H', I' e L', para os pulsos oriundos dos temporizadores de sincronismo (ver figuras 4.10, 4.11 e 4.12). A chave CH1 permite a condução do sinal para o primeiro amostrador (amplificadores operacionais A1 e A2) e chave CH3 para o segundo (amplificadores operacionais A3 e A4), conforme essas chaves estejam abertas ou fechadas.

Para a SQ o funcionamento do circuito pode ser assim descrito: pouco antes do primeiro pulso da SQ ser gerado, o amostrador 1 é habilitado através de um pulso (sinal J') que "fecha" a chave analógica 1. O segundo amostrador permanece desabilitado (CH2 "aberta"). Após um intervalo de tempo necessário para adquirir a resposta ao primeiro estímulo e antes de ocorrer o segundo, esse primeiro amostrador é desabilitado. Pouco antes do quarto estímulo, o segundo amostrador é então habilitado pelo fechamento de CH3 (através do sinal H'), que adquire a resposta a este estímulo e a seguir é

desabilitado.

Os valores de pico dessas tensões, decorrentes das respostas aos primeiro e quarto estímulos, aplicadas nas entradas não-inversoras dos amplificadores operacionais A1 e A3, são mantidos pelos capacitores C1 e C2 durante o intervalo de tempo requerido para se efetuar a comparação desses valores.

Finda a comparação, a relação entre o primeiro e o quarto estímulos é então mostrada na saída durante um intervalo de tempo suficiente para a sua análise, quando então os capacitores são descarregados pelas chaves analógicas CH2 e CH4, ficando aptos a receberem a sequência seguinte.

Para o modo de operação normal a saída do filtro fica conectada diretamente à entrada do segundo amostrador (ver Figuras 4.10 e 4.13). A resposta ao estímulo é mantida no circuito para permitir sua leitura, e após um intervalo de tempo pré-fixado, o capacitor C2 é descarregado pelo fechamento da chave CH4. Nesse caso, o comando de CH4 é realizado pelo sinal L', vindo dos temporizadores de sincronismo.

Os diodos D2 (Figura 4.10) evitam a descarga dos capacitores C1 e C2 através dos amplificadores operacionais A1 e A3. Os diodos D1 impedem que os amplificadores operacionais fiquem na saturação negativa. Os conjuntos R3-C3 melhoram a estabilidade do sistema, evitando assim uma possível oscilação.

Os comandos para as chaves analógicas são gerados por um conjunto de temporizadores comandados pelo estimulador, conforme Item A1.7, a seguir.

Os amostradores foram projetados com dois amplificadores operacionais CA3140, devido principalmente à sua alta impedância de entrada ($1,5 \text{ T}\Omega$) [42]. Como chaves utilizou-se transistores de efeito de campo (FET),

do tipo BF245 [37], sendo selecionados os que apresentavam menor corrente de fuga dentro de um lote disponível. Não foi possível obter um FET mais adequado para chaveamento, como o 2N3824 ou similar, por não serem encontrados no mercado à época. Os diodos D1 e D2 são o 1N4148 [39] e os capacitores C1 e C2 são de filme de poliéster metalizado.

O nível máximo de tensão sobre os capacitores C1 e C2 é de 2,5 V (nível referência).

A eficácia destes amostradores, ou seja, a sustentação do nível real das respostas durante o tempo necessário à comparação, está relacionada com os seguintes parâmetros: intervalo de tempo durante o qual a resposta é disponível, intervalo de tempo necessário ao carregamento do capacitor até a tensão desejada e fugas (perdas) associadas ao capacitor [32] [35].

O intervalo de tempo de aquisição deve permitir a obtenção do pico da resposta do paciente ao estímulo. Esse é o tempo em que o respectivo amostrador está habilitado e deve ser suficiente para permitir a carga do capacitor até o valor de pico da resposta.

O intervalo de tempo necessário ao carregamento do capacitor dependerá da taxa de subida ("slew rate" - máxima taxa de variação da tensão de saída que o amplificador operacional pode acompanhar) e do tempo de estabilização ("settling time") do amplificador operacional, da constante de tempo de carga dos capacitores e da tensão de regime permanente sobre os capacitores [32] [35].

A constante de tempo de carga (τ_1) é:

$$\tau_1 = R_{eq} \cdot C \quad (AI.15)$$

onde C é o valor do capacitor (C1 ou C2) e R_{eq} a resistência equivalente "vista" por seus terminais durante seu carregamento. Essa resistência é a

associação série da resistência de condução do diodo D2 e da impedância de saída do amplificador operacional.

Como o sinal na entrada não inversora dos amplificadores operacionais A1 e A3 (Figura 3.10) é sempre positivo, esses saturam na tensão de alimentação positiva (+Vcc). O tempo (t_c) que o capacitor leva para se carregar de 0 V a Vref (tensão de referência) é calculado como segue:

$$V_{ref} = V_{cc} \left(1 - \exp \left(\frac{-t_c}{\tau_1} \right) \right)$$

e então:

$$t_c = \tau_1 \cdot \ln \left(1 - \frac{V_{ref}}{V_{cc}} \right) \quad (AI.16)$$

Com uma entrada de 10 V (pico a pico) e ganho unitário, o tempo de estabilização do CA3140, admitindo uma faixa de acomodação de 10 mV em torno do valor final, é de 1,4 ms [42]. Admitindo-se que haja linearidade do circuito, para uma variação de 0 a 2,5 V e a mesma faixa de acomodação, o tempo de acomodação da tensão passa ser de 0,35 μ s.

A taxa de subida típica do CA3140 é de 9 V/ μ s [42]. Portanto, o tempo que o amplificador leva para ir de 0 a 2,5 V é 0,27 μ s.

O tempo em que se dispõe da resposta do paciente pode ser considerado no mínimo igual a largura do estímulo (0,2 ms). Porém, a resposta do sistema biológico é relativamente lenta, é certamente maior que a duração do estímulo. Admitiu-se o tempo de carga dos capacitores (t_c) como sendo igual a um terço da largura do estímulo. Garante-se assim que este circuito seguramente acompanharia a entrada caso a resposta do paciente fosse, num caso extremo, próxima à velocidade do estímulo. Assim pela Equação AI.16:

$$t_c = 67 \mu s.$$

Os atrasos causados pelo tempo de estabilização e pela taxa de subida podem ser desprezados, comparados com o tempo t_c .

Isolando t_1 na Equação AI.16 e com $V_{ref} = 2,5 \text{ V}$ e $V_{cc} = 15 \text{ V}$, tem-se a máxima constante de tempo de carga:

$$t_1 = 367 \text{ } \mu\text{s}.$$

A resistência de condução dos diodos D1 (1N4148) é de cerca de 36 ohms [39]. A resistência de saída do CA3140 é de cerca de 60 ohms [42].

Assim:

$$R_{eq} = 96 \text{ } \Omega$$

O valor máximo do capacitor a ser usado é calculado isolando C na Equação (AI.15) e vale, portanto:

$$C_{max} = 3,8 \text{ } \mu\text{F}.$$

As perdas de corrente associadas ao capacitor são a própria corrente de fuga do capacitor (I_c), a corrente de polarização dos amplificadores operacionais de saída (I_b), a corrente de fuga da chave analógica a ele ligada (I_s) e a corrente reversa dos diodos D2 (I_d).

Desta forma, a constante de tempo de descarga é:

$$\tau_2 = R_d \cdot C \quad (\text{AI.17})$$

onde C é o valor do capacitor C_1 ou C_2 e R_d a resistência equivalente relativa a corrente de perdas (somatório de todas as correntes de fuga já citadas). A resistência R_d vale, portanto:

$$R_d = \frac{V_{ref}}{I_{perdas}} \quad (\text{AI.17})$$

e:

$$I_{\text{perdas}} = I_c + I_b + I_s + I_d \quad (\text{AI.18})$$

Os diodos D1 não apresentam correntes de fuga, pois não ficam submetidos à polarização reversa.

Para se manter a resposta na saída dos mostradores por dois segundos (tempo considerado satisfatório para a leitura) e considerando-se que o intervalo de tempo decorrido entre o primeiro e o quarto estímulo é de cerca de 1,6 segundos, o tempo em que o primeiro amostrador deverá sustentar a resposta para a posterior comparação é de 3,6 segundos.

A descarga do capacitor é regida pela equação:

$$V_c(t) = 2,5 \cdot \exp\left(\frac{-t}{\tau_2}\right) \quad (\text{AI.20})$$

onde a constante de tempo τ_2 é dada pela Equação AI.17.

Admitindo-se como razoável uma queda de 2% no nível máximo da tensão sobre o capacitor C durante este intervalo de tempo, e isolando τ_2 na Equação AI.20, tem-se:

$$\tau_2 = 178,2 \text{ s}$$

que é a mínima constante de tempo de descarga.

O valor de R_d é determinado pela Equação AI.18.

As correntes de perdas associadas ao capacitor são listadas a seguir:

$$I_b = 30 \text{ pA (máxima a } 25^\circ\text{C) [42];}$$

I_c = corrente de fuga dos capacitores C1 ou C2 (depende dos capacitores escolhidos). Numa primeira aproximação, será considerada nula;

$$I_s = 10 \text{ nA [37];}$$

$I_d = 19 \text{ nA (máxima a } 25^\circ\text{C, considerando uma tensão reversa de } 15 \text{ V).}$

Pela Equação AI.19:

$$I_{\text{perdas}} = 29,03 \text{ nA.}$$

Com o auxílio da Equação AI.18:

$$R_d' = 86 \text{ M}\Omega \text{ (primeira aproximação).}$$

Portanto, da Equação AI.17:

$$C' = 2,1 \text{ }\mu\text{F.}$$

Este valor de C' é o valor mínimo para suprir as perdas de corrente e garantir uma queda de tensão máxima de 2%. Como o valor máximo calculado anteriormente é de $3,8 \text{ }\mu\text{F}$ escolheu-se:

$C = 2,2 \text{ }\mu\text{F}$ (250 V - filme de poliéster metalizado). A constante de tempo deste capacitor, fornecida pelo fabricante [43] é maior que 10 000 segundos. Então:

$$R_p = \frac{10.000}{C} = 4545 \text{ M}\Omega$$

onde R_p é a resistência intrínseca em paralelo com C no modelo usado para o capacitor físico.

Portanto, a corrente de perdas máxima no capacitor será:

$$I_c = \frac{2,5}{R_p} = 550 \text{ pA}$$

Recalculando R_d , tem-se:

$$R_d = 84,5 \text{ M}\Omega$$

Assim:

$$C'' = 2,1 \text{ }\mu\text{F.}$$

O valor escolhido se mostrou satisfatório, e foi adotado.

Para se criar um pólo dominante, garantindo a estabilidade do sistema realimentado, de acordo com a Figura 4.10 adotou-se:

$$R_3 = 10 \text{ k}\Omega$$

$$C_3 = 100 \text{ pF.}$$

O retorno da corrente de polarização do amplificador operacional é garantido pelo resistor R1, que vale:

$$R1 = 100 \text{ k}\Omega$$

Associados em série com as chaves analógicas CH2 e CH4 estão os resistores R4, que limitam a corrente de descarga dos capacitores e valem:

$$R4 = 22 \text{ k}\Omega$$

Imediatamente antes da vinda de um novo trem de pulsos da SQ, os capacitores são descarregados através de CH2 e CH4 (Figura 4.10). Como a resistência entre dreno e a fonte do BF245 (R_{ds}) é cerca de $300 \text{ }\Omega$ [37], a constante de tempo de descarga (τ_d) é então:

$$\tau_d = (R4 + R_{ds}) \cdot C = 49 \text{ ms}$$

Este dado será utilizado no sub-item seguinte para o cálculo do tempo em que as chaves CH2 e CH4 permanecem fechadas.

A tensão de desvio típica de entrada do CA3140 é de $+ 10 \text{ mV}$ [42]. Esta tensão representa 0,4% da tensão de referência, praticamente não influenciando nas medidas.

AI.7 - Os Temporizadores de Sincronismo

Com base nos requisitos mencionados no Item 4.4.3, o circuito dos temporizadores foi projetado para gerar as formas de onda mostradas na Figura 4.12, necessárias ao sincronismo da SQ.

O pino de gatilho dos monoestáveis ("trigger") do CI556 é do tipo sensível à descida. O pulso de gatilho deve ter largura inferior ao pulso gerado e estar no nível alto quando da descida deste pulso [26]. Assim, nos casos em que o pulso de gatilho não apresentarem essas características, utiliza-se um circuito diferenciador ($C1, R1, D1$) na entrada dos monoestáveis,

conforme mostra a Figura 4.11. O pulso negativo que surge na descida das ondas chega até o pino de "trigger" e excita o monoestável. O pulso positivo que surge na subida das ondas é ceifado pelo diodo D1. Na ausência de mudanças de nível, o pino de gatilho permanece na tensão de alimentação.

Deve-se observar também que, no caso do CI556 na configuração monoestável, enquanto a saída está no nível alto, os pulsos de gatilho são ignorados [26]. Esse fato ocorre com o sinal G, que é usado como gatilho do sinal H. O tempo em que a saída do monoestável permanece alto é dado pela Equação AI.21.

$$T1 = 1,1 \cdot R \cdot C \quad (AI.21)$$

onde:

T1 = tempo em que o monoestável permanece com a saída no nível alto;

R = resistor ligado entre a alimentação e os pinos de limiar e descarga do CI556;

C = capacitor ligado entre os pinos de limiar e descarga do CI 556 e a referência.

Os cálculos realizados a seguir estão baseados nas Figuras 4.11 e 4.12, onde estão representados, respectivamente, o circuito dos temporizadores de sincronismo e as formas de onda geradas por eles.

O sinal F comanda a SQ.

O sinal I' comanda as chaves analógicas (CH1 e CH4). No nível baixo (-15 V) mantém as chaves abertas e no nível alto, fechadas. Este pulso é gerado logo na descida do pulso F (Figura 4.12).

O sinal I' é gerado na descida do sinal F (diferenciado) e comanda as chaves CH2 e CH4 (Figura 4.10). Deve ter largura suficiente para

permitir o descarregamento completo dos capacitores C1 e C2. A constante de tempo de descarga destes capacitores, quando as chaves estão fechadas, é de 49 ms (calculada no item anterior). Assim, o capacitor estará com menos de 1 % de sua carga inicial após um tempo igual a cinco constantes de tempo (245 ms).

O intervalo de tempo desde o sinal de disparo de I' até a vinda do primeiro estímulo é de cerca de 800 ms. Tomou-se a largura de pulso T3 (Figura 4.12) como 500 ms. Assim, conforme a Figura 4.11 e pela Equação AI.21 chega-se a:

$$R2 = 560 \text{ k}\Omega$$

$$C2 = 820 \text{ nF.}$$

O sinal J' habilita a chave CH1 (Figura 4.10) para a aquisição pelo primeiro amostrador da resposta ao primeiro estímulo. Este é gerado na descida do sinal I', ou seja, logo após a descarga dos capacitores C1 e C2. Antes do segundo pulso da SQ, CH1 é desabilitada por J'.

O sinal J', quando no nível alto, fecha (habilita) a chave Ch1 (Figura 4.10), e o respectivo amostrador fica apto para adquirir a resposta ao primeiro estímulo. Deve ter largura suficiente para que ocorra a aquisição da resposta ao primeiro estímulo antes da vinda do segundo. Portanto, o tempo T4 (Figura 4.12) foi tomado como igual a 400 ms. Assim, conforme a Figura 4.11 e pela Equação AI.21, tem-se:

$$R3 = 390 \text{ k}\Omega$$

$$C3 = 1 \text{ }\mu\text{F}$$

O sinal G é gerado pelo sinal D. O primeiro e o quarto estímulos são o gatilho deste sinal. Este sinal diferenciado é usado como gatilho do sinal H. O gatilho desta última é a descida do sinal G, entre o terceiro e o quarto estímulos. O tempo T5 (Figura 4.12) foi tomado como 1,1

segundos. Assim, conforme a Figura 4.11 e pela Equação AI.21:

$$R4 = 1 \text{ M}\Omega$$

$$C4 = 1 \text{ }\mu\text{F}.$$

O sinal H' quando em nível alto, fecha a chave CH3 (Figura 4.10) permitindo a aquisição pelo respectivo amostrador da resposta ao quarto estímulo. O tempo T6 (Figura 4.12) no qual o sinal H' permanece no nível alto é 2 segundos. Assim, conforme a Figura 4.11 e pela Equação AI.21:

$$R5 = 1,8 \text{ M}\Omega$$

$$C5 = 1 \text{ }\mu\text{F}$$

O sinal D é ainda usado como gatilho para gerar pulsos de 250 ms de largura. Estes pulsos excitam um diodo emissor de luz, conforme mostra a Figura 4.11, fornecendo a sinalização luminosa do estímulo. Assim, de acordo com a Equação AI.22 e com a Figura 4.11, para fornecer ao diodo emissor de luz uma corrente de 10 mA, tem-se:

$$R7 = 220 \text{ k}\Omega$$

$$C7 = 1 \text{ }\mu\text{F}$$

$$R10 = 1,5 \text{ k}\Omega$$

Na operação normal, o tempo T1 (Figura 4.13) em que o sinal L' permanece no nível baixo foi tomado como 3,6 segundos. Este é o tempo em que o capacitor C2 (Figura 4.10) retém a tensão de entrada, ou seja, a chave CH4 permanece aberta. Desta forma, conforme Figura 4.13 e Equação AI.21, assumindo:

$$C6 = 1,5 \text{ }\mu\text{F}$$

tem-se:

$$R6 = 2,2 \text{ M}\Omega$$

AI.8 - O Mostrador Numérico

O esquema do mostrador numérico é apresentado na Figura 4.14. Esta é a saída principal do monitor neuromuscular.

O voltímetro digital ICL7107 foi utilizado com uma configuração semelhante à fornecida pelo fabricante [36], para um fundo de escala de 2,00 V.

A tensão de referência da pastilha é obtida através de um divisor resistivo, com relação 2,5 : 1. No caso da SQ, a tensão aplicada ao divisor é a tensão de saída do primeiro amostrador, e no modo normal, a tensão de referência (2,5 V).

A tensão de entrada do ICL7107 nos modos SQ e normal é uma fração da tensão de saída do segundo amostrador, obtida de um divisor resistivo semelhante ao anterior.

As saídas do ICL7107 estão ligadas três circuitos integrados 7404 (CI7404) (inversores) que diminuem consideravelmente a potência dissipada no ICL7107, melhorando assim seu desempenho.

Os mostradores de sete segmentos utilizados são o MCD6980 (catodo comum) e o de dois segmentos, o MCD6990.

A alimentação positiva deste voltímetro é feita com o regulador integrado 7805, e a negativa (utilizada apenas como referência), através de um diodo "zener" de 4,7 V (BZY79C), associado em série com um diodo comum (1N4148).

A corrente em cada segmento é limitada em cerca de 15 mA, pelos resistores de 330 Ω .

O desempenho deste voltímetro, utilizando referência variável (modo SQ), foi obtido experimentalmente e os resultados são mostrados no

Capítulo V.

AI.9 - A Coluna de Diodos Emissores de Luz

Para a realização deste circuito, foram utilizados cinco CI324 [26], conforme mostra a Figura 4.15. Este circuito integrado é composto de quatro amplificadores operacionais de baixa potência.

Os resistores $R1$ formam um divisor resistivo da tensão. A tensão aplicada ao divisor, no modo SQ, é a tensão de saída do primeiro amostrador, e no modo normal, a tensão de referência (2,5 V). Fazendo:

$$R1 = 1 \text{ k}\Omega$$

a corrente drenada pelo divisor resistivo, para o modo normal, vale 125 mA.

A corrente de polarização dos amplificadores operacionais pode chegar a 250 nA [26]. Com isto, corrente drenada para a polarização dos amplificadores operacionais pode atingir 5 μ A.

Esta corrente de polarização, associada a tolerância dos resistores do divisor de tensão (5%), leva a um erro na saída deste circuito.

Esta saída é utilizada para uma leitura rápida e aproximada, sem interesse de uma melhor precisão. A relação entre as leituras no "display" e na coluna de "leds" para toda a escala, mostrando os erros associados a cada posição, foi levantada experimentalmente e se encontra no Capítulo V.

Na Figura 4.15, os resistores designados por $R3$, ligados a saída dos comparadores limitam a corrente sobre os diodos emissores de luz, e os diodos $D1$ não permitem que eles fiquem submetidos a uma tensão reversa relativamente alta, evitando que se danifiquem.

A corrente em cada elemento (I_{led}) é de aproximadamente 10 mA.

A queda de tensão (V_{led}), quando polarizado diretamente, é de cerca de 1 V.

Da Figura 3.20, tem-se:

$$R3 = \frac{(V_{cc} - V_{led})}{I_{led}} = 1,5 \text{ k}\Omega$$

Os diodos D1 são o 1N4148.

O amplificador operacional 741, ligado ao transistor T1 (Figura 4.15), inibe a saída quando a resposta ao primeiro estímulo na SQ é inferior a um determinado nível de tensão pré-determinado, evitando saídas falsas. Nesse caso, o amplificador operacional satura em $-V_{cc}$ e leva T1 ao corte. Na operação normal, a chave manual Ch1 (Figura 4.15) é mudada de posição e o amplificador operacional permanece saturado em $+V_{cc}$ e T1 satura, habilitando a saída. Essa lógica foi introduzida para evitar que quando as respostas ao primeiro e ao quarto estímulos na SQ são nulas, a coluna indique 100 %.

A corrente máxima que passa pelo transistor T1 é vinte vezes a corrente de cada diodo emissor de luz, ou seja, 200 mA. Usou-se, então, o transistor 2N2222, que suporta até 800 mA [39].

A resposta ao primeiro estímulo da SQ se comporta como a resposta aos EI [44]. Quando a resposta ao primeiro estímulo da SQ está reduzida a cerca de 25 % da tensão do "controle" (2,5 V), a quarta resposta está suprimida [44] (ver Quadro 2.1), indicando saída zero na coluna de diodos emissores de luz e no voltímetro. Desta forma, para se evitar saídas falsas, admitiu-se o nível zero em cerca de 2,5 % da tensão de referência (aproximadamente 60 mV). Assim, os resistores R5 e R6 (Figura 4.15) valem:

$$R5 = 56 \text{ k}\Omega$$

$$R6 = 220 \text{ }\Omega$$

colocando cerca de 60 mV na entrada inversora do amplificador operacional 741.

AI.10 - Dimensionamento do Circuito Detector de Zero

A Figura 4.16 mostra o circuito detector de zero. O circuito é realizado com dois amplificadores operacionais do CI324. Os dois amplificadores operacionais restantes são utilizados no circuito de calibração. Assumiu-se:

$$R1 = R2 = 15 \text{ k}\Omega$$

O valor de $R3$ deve ser maior que a discrepância entre os resistores $R1$ e $R2$, para garantir que em uma de suas extremidades se tenha um potencial negativo em relação ao terra, e na outra, um potencial positivo. Garante-se assim que o nível de tensão zero esteja entre os terminais 2 e 3 dos amplificadores operacionais. Para tornar esta operação menos sensível, aceitou-se o "zero" dentro de uma faixa máxima de 100 mV. Como o valor da corrente neste ramo (desconsiderando a corrente de polarização dos amplificadores operacionais) é de cerca de 1 mA, o valor de $R3$ deve ser:

$$R3 = 100 \text{ }\Omega$$

$R2$ é a associação série de um resistor de 12 kohms com um 'trimpot' de 5 kohms. Este procedimento permite compensar uma possível falta de simetria entre as fontes de + 15 e -15 V e ajustar a discrepância entre $R1$ e $R2$, conforme exposto anteriormente. Desta forma, garante-se que o nível de tensão de referência (zero Volt) está entre os pontos 2 e 3 (Figura 4.16).

Os diodos $D1$ e $D2$ são o 1N4148. Os resistores $R4$ e $R5$ valem:

$$R4 = R5 = 1,5 \text{ k}\Omega$$

Nos pontos 2 e 3 estão ligados dois capacitores de 100 nF que filtram possíveis ruídos.

AI.11 - Dimensionamento do Circuito de Calibração

O circuito de calibração, mostrado na Figura 4.17, é realizado com os dois amplificadores operacionais restantes do CI324 utilizado no circuito detector de zero.

Os resistores R1, R2 e R3 valem:

$$R1 = 12 \text{ k}\Omega$$

$$R2 = 330 \text{ }\Omega$$

$$R3 = 2,4 \text{ k}\Omega$$

Desta forma, quando feita a calibração (os dois diodos emissores de luz apagados), a tensão de saída do filtro estará entre 2,4 e 2,8 V, desconsiderando-se a tolerância dos resistores.

Recomenda-se que durante a calibração se obtenha 100% nos mostradores, pois se consegue um ajuste mais fino do que o obtido pelos diodos emissores de luz do circuito de calibração apagados.

APÊNDICE II

EQUAÇÃO DA RETA DOS MÍNIMOS QUADRADOS E
EQUAÇÃO DO COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO

Reta dos Mínimos Quadrados:

$$Y = a \cdot x + b \quad (\text{AII.1})$$

onde o coeficiente angular "a" é dado por:

$$a = \frac{[N \cdot \sum (x \cdot y) - (\sum x) \cdot (\sum y)]}{[N \sum x^2 - (\sum x)^2]} \quad (\text{AII.2})$$

e o coeficiente linear "b" é dado por:

$$b = \frac{[(\sum y) \cdot (\sum x^2) - (\sum x) \cdot \sum (x \cdot y)]}{[N \cdot \sum x^2 - (\sum x)^2]} \quad (\text{AI.3})$$

e N é o número de amostras.

O coeficiente de correlação (r) é:

$$r = \frac{\sum (x \cdot y)}{\sqrt{(\sum x^2) \cdot (\sum y^2)}} \quad (\text{AI.4})$$

APÊNDICE III

AJUSTE DA CMRR DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO

Este ajuste é feito uma única vez, antes do aparelho ser colocado em uso.

Para se proceder o ajuste da CMRR do amplificador de instrumentação, primeiramente sua entrada é desconectada da ponte de extensômetros e a saída do filtro passa-baixas dos demais circuitos do aparelho.

Curto-circuita-se, então, as duas entradas do amplificador de instrumentação, conforme mostra a Figura AIII.1. Ajusta-se o ganho diferencial para o valor máximo, e aplica-se um sinal de entrada. Observa-se a saída e ajusta-se o potenciômetro P1 de 50 k Ω até encontrar um "vale", onde a tensão de saída é mínima. Este ponto corresponde ao ganho de modo comum mínimo e, por conseguinte, a CMRR máxima.

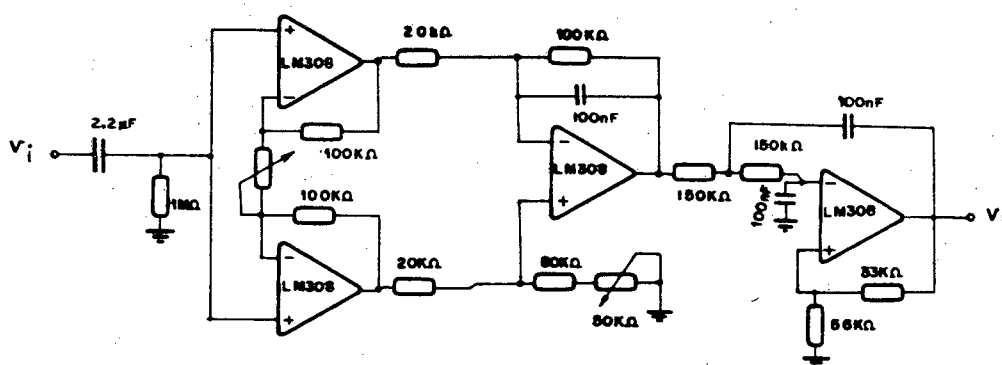


Figura AIII.1 - Ajuste da CMRR do amplificador de instrumentação

O capacitor de $2,2 \mu\text{F}$ (filme de poliéster metalizado) faz o acoplamento do sinal de entrada com o circuito, bloqueando um possível nível de tensão contínua na entrada. O resistor de $1 \text{ M}\Omega$ permite o retorno das correntes de polarização do LM308.

Usou-se para este ajuste um sinal de entrada da forma:

$$V_i = 10 \sin(2\pi ft) \text{ [V]}.$$

No ponto mínimo do "vale" a tensão de saída verificada foi:

$$V_o = 0,18 \sin(2\pi ft) + 0,3 \text{ [V]}.$$

Assim, o ganho de modo comum do amplificador é:

$$A_{cm} = V_o / V_i = 0,018$$

Como o ganho de modo comum (A_{cm}) independe do valor de R_1 (Equação 3.45 e Figura 3.12), então, o pior caso é quando o ganho diferencial é mínimo. Portanto:

$$\begin{aligned} \text{CMRR} &= 20 \cdot \log(A_d / A_{cm}) = \\ &= 20 \cdot \log(104 / 0,018) = 75 \text{ db,} \end{aligned}$$

que é aproximadamente o valor calculado no Item 4.4.

APÊNDICE IV

MODO DE OPERAÇÃO DO MONITOR DA TRANSMISSÃO NEUROMUSCULAR

A seguir são apresentados sequencialmente os passos para operação do equipamento, conforme o desenho do painel mostrado na Figura AIV.1. Estes procedimentos devem ser feitos antes da administração do BNM.

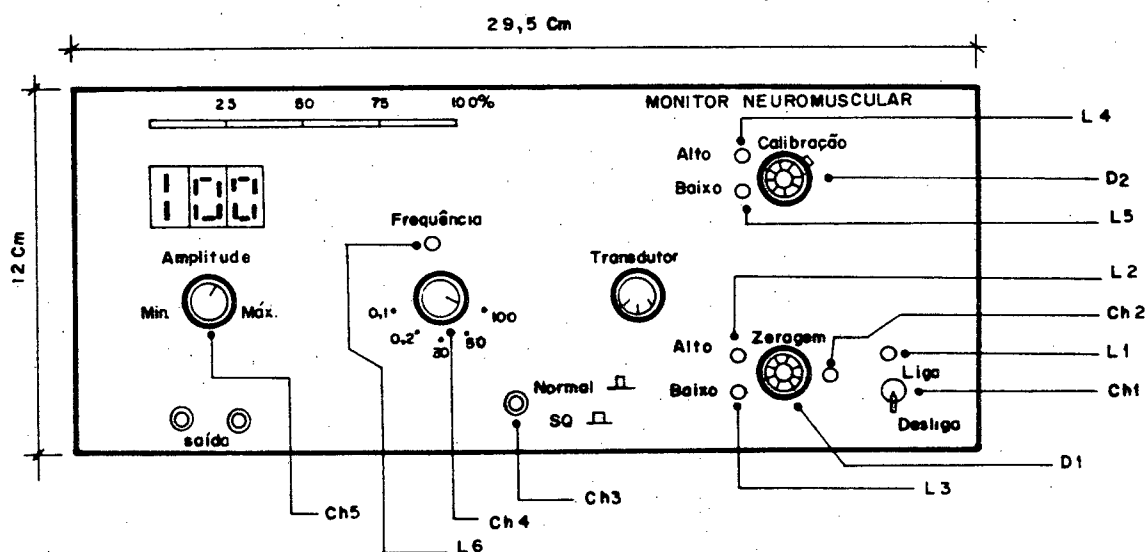


Figura AIV.1 - Painel do monitor da transmissão neuromuscular

1.º) Fixação do transdutor ao paciente: fixar firmemente a pulseira e o anel de velcro ao punho e ao polegar do paciente, (ver Figura 3.10). Ajustar a mola até obter a adução máxima do polegar e conectar o transdutor ao

aparelho.

2.º) Ligação do aparelho: colocar a chave Ch1 na posição liga. O "led" L1 deve acender.

3.º) Zeragem (ajuste de "offset"): Colocar o "dial" D2 no máximo. Pressionar a chave Ch2 e ajustar o "dial" D1 até que os "leds" L2 e L3 se apaguem, indicando o equilíbrio da ponte. Travar o "dial" D1 e soltar a chave Ch2.

4.º) Obtenção da estimulação supramáxima: Ajustar "dial" D2 para uma posição de ganho médio (próxima à marca 7,5). Deixar a chave Ch3 na posição normal e colocar no mínimo a intensidade de estimulação. Fixar os eletrodos no nervo ulnar na altura do punho, ligando-os à saída de estimulação do equipamento, através dos cabos do estimulador. Aumentar lentamente a intensidade da estimulação até o ponto a partir do qual não ocorre variação da resposta apresentada no "display". Caso a indicação seja muito baixa, aumentar o ganho através do "dial" D2. Anotar o valor obtido com este ganho. A seguir, desconectar os cabos da saída de estimulação, ajustar o dial D1 até surgir no "display" um nível igual ao anotado anteriormente. Aumentar o ganho através do "dial" D2 até aparecer no "display" o valor 100 e travar o "dial". Fazer um novo ajuste de zero para este ganho. Após, reconectar a saída de estimulação ao paciente.

5.º) Escolha do modo de operação: selecionar o modo de operação, SQ ou normal, pela chave Ch3. No caso do modo normal, selecionar também a frequência de estimulação através da chave Ch4.

6.º) Medição do grau de bloqueio neuromuscular: após a administração do BNM, ler no "display" (ou na coluna de "leds"), a relação percentual entre a quarta e a primeira resposta (modo SQ) ou entre o "controle" e a resposta atual (modo normal).

APÊNDICE V

FONTE DE ALIMENTAÇÃO

Na Figura AV.1 é mostrada a fonte de alimentação. Foi projetada para fornecer 800 mA, +15 V considerando uma variação de tensão da rede elétrica de + 10 % e uma variação da temperatura ambiente de 0 a 50 °C.

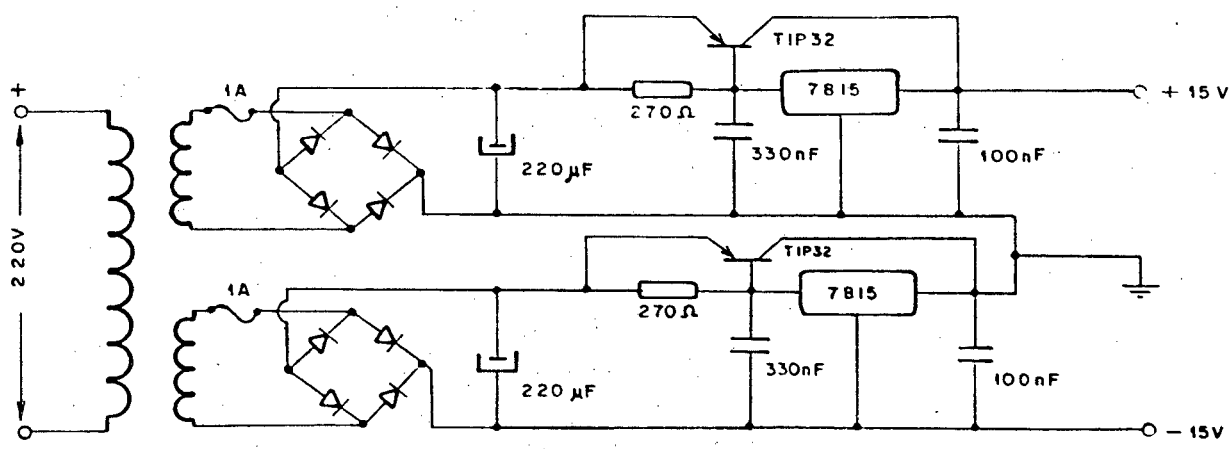


Figura AV.1 - Circuito da fonte de alimentação utilizada.

ALFA	REQ	ALFA	REQ	ALFA	REQ	ALFA	REQ
0.0	6679.9	0.26	7712.6	0.52	8007.5	0.78	7104.1
0.01	6734.7	0.27	7737.1	0.53	8005.0	0.79	7574.2
0.02	6788.1	0.28	7760.4	0.54	8001.4	0.80	7543.2
0.03	6840.3	0.29	7782.7	0.55	7996.8	0.81	7511.1
0.04	6891.3	0.30	7803.9	0.56	7991.2	0.82	7477.9
0.05	6940.9	0.31	7824.1	0.57	7984.5	0.83	7443.6
0.06	6989.4	0.32	7843.2	0.58	7976.8	0.84	7408.1
0.07	7036.6	0.33	7861.3	0.59	7968.1	0.85	7371.5
0.08	7082.6	0.34	7878.3	0.60	7958.4	0.86	7333.7
0.09	7127.4	0.35	7894.2	0.61	7947.6	0.87	7294.8
0.10	7171.1	0.36	7909.1	0.62	7935.8	0.88	7254.7
0.11	7213.5	0.37	7923.0	0.63	7923.0	0.89	7213.5
0.12	7254.7	0.38	7935.8	0.64	7909.1	0.90	7171.1
0.13	7294.8	0.39	7947.6	0.65	7894.2	0.91	7127.4
0.14	7333.7	0.40	7958.4	0.66	7878.3	0.92	7082.6
0.15	7371.5	0.41	7968.1	0.67	7861.3	0.93	7038.6
0.16	7408.1	0.42	7976.8	0.68	7843.2	0.94	6989.4
0.17	7443.6	0.43	7984.5	0.69	7824.1	0.95	6940.9
0.18	7477.9	0.44	7991.2	0.70	7803.9	0.96	6891.3
0.19	7511.1	0.45	7996.8	0.71	7782.7	0.97	6840.3
0.20	7543.2	0.46	8001.4	0.72	7760.4	0.98	6788.1
0.21	7574.2	0.47	8005.0	0.73	7737.1	0.99	6734.7
0.22	7604.1	0.48	8007.5	0.74	7712.6	1.00	6679.9
0.23	7632.9	0.49	8009.0	0.75	7687.1		
0.24	7660.5	0.50	8009.6	0.76	7660.5		
0.25	7687.1	0.51	8009.0	0.77	7632.9		

Quadro AIV.1 - Valores de Req com o correspondente α de zero a
com passos de 0,01.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [01] - DUARTE, Danilo Freire. Monitorização do Bloqueio Neuromuscular. Revista de Ciências da Saúde, Florianópolis, SC, v. 2, n. 3, p. 9-24, jun/1983.
- [02] - JONES, M. R. Neuromuscular Transmission and Its Blockade. Anaesthesia, v. 40, p. 964-76, 1985.
- [03] - ALI, Hassan H. e SAVARESE, John J. Monitoring of Neuromuscular Function. Anesthesiology, v. 45, n. 2, p. 216-47, ago/1976.
- [04] - COHEN, Anthony D. A Simple Inexpensive Nerve Stimulator. Anaesthesia, v. 18, n. 4, p. 534-5, out/1963.
- [05] - CHURCHILL-DAVIDSON, H. C. A Portable Peripheral Nerve Stimulator. Anesthesiology, v. 26, n. 2, p. 224-6, mar-abril/ 1965.
- [06] - NEMAZIE, A. Sam; KITZ, Richard J. A Quantitative Technique for the Evaluation of Peripheral Neuromuscular Blockade in Man. Anesthesiology, v. 28, n. 1, p. 215-7, jan-fev 1967.
- [07] - BRUNNER, Edward A.; BADOLA, R. P. A Simple Muscle-Twitch Monitor. Anesthesiology, v. 31, n. 5, p. 466-7, nov/1969.
- [08] - GISSEN, A. J., KATZ, R. L. Twitch, Tetanus and Posttetanic Potentiation as Indices of Nerve-muscle Block in Man. Anesthesiology, v. 30, p. 481-7, 1969.
- [09] - JONG, R. H. e FREUND, F. G. Characteristics of the Neuromuscular Block with Succinylcholine and Decamethonium in Man. Anesthesiology, v. 28, p. 583-91, 1967.
- [10] - EPSTEIN, R. A., EPSTEIN, R. M. The Electromyogram and Mechanical Response of Indirectly Stimulated Muscle in Anesthetized Man Following Curarization. Anesthesiology, v. 38, p. 212-23, 1973.

- [11] - DRUMMOND, G. B.; WRIGHT, A. D. J. A New Multifunction Nerve Stimulator. Anaesthesia, v. 37, p. 842-6, 1982.
- [12] - KARIS, John P.; BURTON, Larry W.; KARIS, Joannes H. A Quantitative Neuromuscular Blockade Monitor. Anesthesia and Analgesia, v. 59, n. 4, pags. 308-10, abril/1980.
- [13] - WINDSOR, J. P. W.; SEBEL, P. S.; FLYNN, P. J. The Neuromuscular Transmission Monitor. Anaesthesia, v. 40, p. 146-51, 1985.
- [14] - FIORE, Maximillian D., ATLEE, John L., WEBSTER, John e TOMPKINS, Willis J. A Microcomputer-based Neuromuscular Blockade Monitor. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. BME-28, n. 11, p. 775-83, nov/1981.
- [15] - Internacional Hospital Equipament. v. 13, n. 1 e 2, jan-fev/1987.
- [16] - BIAGINI, Jose Augusto e FERNANDES, Flavio. Relaxantes Musculares. Revista Brasileira de Anestesiologia, v. 30, n. 5, p. 375-85, set-out/1980.
- [17] - GUYTON, Arthur C. Fisiologia Humana. Editora Interamericana, p. 81-90, 1981.
- [18] - BRAZ, Jose Reinaldo Cerqueira et al. Temas para Anestesiologia para o Curso de Graduação. Apostila da Universidade Estadual Paulista "Julio Mesquita Filho". Faculdade de Medicina, Campus de Botucatu, Departamento de Anestesiologia, 3. ed., 1983.
- [19] - FOLDES, Francis F. Muscle Relaxantes in Anesthesiology. Illinois, USA, Charles C. Thomas, Springfield, p. 20-31, 1957.
- [20] - WYLIE, W. D.; CHURCHILL-DAVIDSON, H. C. A Practice of Anaesthesia. 3.ed., Londres, Lloyd-Luke (Medical Books) Ltda., p. 775-807, 1972.
- [21] - PATON, W. D. M.; WAUD, D. R. The Margin of Safety of Neuromuscular

- Transmission. J. Physiol... Londres, n. 191, p. 59-90, 1967.
- [22] - FELDMAN, S. A.; TYRREL, M. Diagnosis of Nondepolarizing Block. Anaesthesia, v. 24, p. 644-6, 1969.
- [23] - ALI, H. H.; UTTING, J. E. et al. Quantitative Assessment of Residual Antidepolarizing Block (parte 1). Brist. J. Anesth., 43, p. 473-7, 1971.
- [24] - HAEBISCH, Hort. Fisiologia Respiratória. Editora Edart, São Paulo, p. 23-9, 1973.
- [25] - MYLREA, K. C.; HAMOROFF, S. R.; CALKINS, J. M.; BLITT, C. D.; HUMPHREY, L. L. Evaluation of Peripheral Nerve Stimulators and Relationship to Possible Errors in Assessing Neuromuscular Blockade. Anesthesiology, 60, p. 464-6, 1984.
- [26] - NATIONAL. Linear Data Book. 1980.
- [27] - PARR, E. A. Projetos Eletrônicos com o CI 555. Seleções Eletrônicas Editora Ltda., Rio de Janeiro.
- [28] - SAVI, Hanilson. Ponte para Extensômetros de Resistência Variável. Tese submetida à Universidade Federal de Santa Catarina para obtenção do grau de Mestre em Engenharia, fevereiro, 1981.
- [29] - POTMA, T. Strain-Gauges - Theory and Applications. Philips, Paperbacks, 1967.
- [30] - VIBY-MOGENSEN, J. Clinical Assessment of Neuromuscular Transmission. Brist. J. of Anaesth., v. 54, n. 2, p. 209-23, fev/1982.
- [31] - POPOV, Egor P. Introdução à Mecânica dos Sólidos. Edgard Blucher, São Paulo, p. 9-41, 1978.
- [32] - STOUT, David F. Handbook of Operational Amplifier Circuit Design. McGraw-Hill Book Company, 1976.
- [33] - DARYANANI, Gobind. Principles of Active Network Synthesis and Design.

New York, John Wiley & Sons, p. 269-81.

- [34] - GARRET, Patrick H. Analog I/O Design - Acquisition - Conversion - Recovery. Reston, Virginia, Pretince-Hall Company, p. 139-44, 1981.
- [35] - FOBNEY, Gene E.; GRAEME, Jerald G.; HUELSMAN, Lawrence P. Operational Amplifier - Design and Application. McGraw-Hill Kogakusha, Ltda., Burr-Brown, 1971.
- [36] - INTERSIL. ICL 7106, 7107 - 3 1/2 Digit Single Chip A/D Converter, Data Acquisition.
- [37] - IBRAPE. Transistores - Dados e Curvas para Projetos. 1974.
- [38] - TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. The Optoelectronics Data Books for Design Engineers. P. 221-4.
- [39] - TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. Transistor and Diode Data Book for Design Engineers.
- [40] - TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. The Power Semiconductor Data Book for Design Engineers.
- [41] - ROBERGE, James K. Operational Amplifier: Theory and Practice. John Wiley & Sons, p. 92-7, 1975.
- [42] - RCA Solid State. Linear Integrated Circuits. P. 230-41, 1978.
- [43] - PHILIPS. Electronics Components and Materials - Fixed Capacitor and Variable Capacitor. Data Handbook, part 2b, fev/ 978.
- [44] - ALI, Hassan H. Muscle Relaxants: Basic and Clinical Aspects. Ronald L. Katz, ed. Grune & Stratton (Harcourt Brace Jovanovich Publishers), p. 53-69, 1984-5.
- [45] - DUARTE, D. F.; LIMA, W. C.; SILVA, M. C. S. A.; MARTINS, L.H. Um Novo Monitor para a Transmissão Neuromuscular. Rev. Brasileira de Anestesiologia, 35: 437-40; 1985.

- [46] - ENGRO. Manual de Instruções do Multímetro Digital MD-820.
- [47] - SPIEGEL, Murray R. Estatística. McGraw-Hill do Brasil Ltda., 7.ed., p. 362-445, 1974.
- [48] - WONNACOTT, R. J., WONNACOTT, T.H. Introductory Statistics. John Wiley & Sons, p. 220-311, 1969.
- [49] - BOX, George E. P.; HUNTER, William G.; HUNTER, J. Stuart. Statistics for Experimenters. John Wiley & Sons, p. 1-53, 1978.
- [50] - PROGRAMA MINITAB para análise estatística implementado no computador IBM 4341 - UFSC.